



David Alves Vinhas

Sistema de medida de sinais
electrofisiológicos utilizando eléctrodos e-
textiles embebidos numa cadeira de
rodas com localização GPS e RFID

Professores orientadores:

Prof. Octavian Postolache

Prof. José Miguel Dias Pereira

Dissertação de Mestrado em Integração de Sistemas
Industriais

Versão Final 15/11/2013

À Ana, minha esposa,
À minha filha, Sofia,
Ao meu grande amigo,
David Gonçalves que não resistiu à doença...,
Aos meus pais e irmão.

Agradecimentos

Estou agradecido em particular ao Professor Octavian Postolache, orientador da dissertação de mestrado e ao Professor José Miguel Dias Pereira, co-orientador da dissertação de mestrado. E também quero agradecer ao Professor Vítor Viegas, que me ajudou na elaboração da versão final da dissertação.

Aos meus colegas de mestrado, tem existido um trabalho colaborativo. Havendo partilha de conhecimentos e experiências, o apoio mútuo tem sido essencial para o desenvolvimento de todo o nosso trabalho.

À minha mãe, que foi a costureira das adaptações feitas à cadeira de rodas, fez umas bolsas em tecido para alojar as baterias, e fez umas fronhas para colocar nos braços de apoio com os sensores *e-textiles*.

Resumo

O objetivo deste projeto é desenvolver uma cadeira de rodas inteligente que permita avaliar o estado de saúde do paciente com dificuldades motoras, doenças crónicas ou idade avançada. A partir de informações obtidas em tempo real, que permitam a monitorização dos sinais electrofisiológicos do electrocardiograma (ECG) e da condutividade da pele, de forma a analisar esses parâmetros e acessíveis remotamente a uma central de informação.

Este projeto pretende dar apoio às pessoas com mobilidade reduzida de forma a serem monitorizadas nas suas próprias habitações. Os dados monitorizados são analisados em tempo real por um médico, que poderá estar no seu local de trabalho e deslocar-se ou pedir auxílio, para socorrer o mais rapidamente possível o paciente sempre que necessário.

Assim, é possível uma mais rápida e atempada intervenção em caso de detecção de anomalias que coloquem em risco a vida do paciente. Alguns dos problemas de saúde em que este projecto se enquadra são doenças crónicas, como por exemplo os diabetes, hipertensão arterial, colesterol, obesidade, problemas cardíacos (enfarte e ataque cardíaco), acidentes vasculares cerebrais (AVC) ou até em casos de idade avançada ou mesmo devido a acidentes.

Os sensores de aquisição de sinais são embutidos nos braços de apoio da cadeira de rodas, de modo a que o paciente esteja a ser monitorizado sem se aperceber.

Palavras-chave: ECG, cadeira de rodas, RFID, LabVIEW, GPS, Condutividade da pele, Acelerometria, Giroscopia, Amplificador de Instrumentação, filtro passa baixo

Abstract

This project aims to develop an intelligent wheelchair that allows assessing the health status of a patient with motor difficulties, chronic diseases or an elderly. From data collection in real time, that allows the monitoring of electrophysiological signals of the electrocardiogram and conductivity of skin, in order to analyze those parameters and being remotely accessible in a medical supervision center.

This project intends to provide support to people with reduced mobility, in a way to be monitored in their own houses. The monitored data are analyzed in real time by a doctor in his workplace that can send or ask for help in order to rescue as fast as possible the patient anytime is necessary.

Thus, it is possible a quick and early intervention in case of detection of complications that endanger the patient's life. Some of the health problems that fits in this project are chronic diseases such as diabetes, hypertension, cholesterol, obesity, heart problems (stroke and heart attack) and cerebrovascular accident. However, it can also be used in elderly patients or immobilized injured persons.

The sensors, embedded within the support arms of the wheelchair will not be felt by the patient that will be monitored without noticing it.

Keywords: ECG, wheel chair, RFID, LabVIEW, GPS, Skin conductivity, Accelerometry, Gyroscope, Instrumentation amplifier, Low pass filter

Índice

Conteúdo

1 Introdução	
1.1 Motivação	1
1.2 Objetivos	2
1.3 Organização do texto	3
2 Aquisição de sinais biométricos	5
2.1 - Funcionamento do coração humano	6
2.2 A pele	11
2.3 O electrocardiograma	14
2.4 <i>E-textiles</i>	20
3 Conteúdo da cadeira de rodas	22
3.1 Cadeira de rodas inteligente.....	22
3.2 Fonte de Alimentação.....	27
3.3 Processamento e transmissão de dados.....	31
4 Ensaios e resultados experimentais.....	34
4.1 Princípio básico de funcionamento.....	34
4.2 Obtenção do ECG	35
4.3 Obtenção da condutividade da pele	40
4.4 Ensaio com localização RFID e GPS	43
4.5 Autonomia	45
4.6 Conclusões.....	46
5 Dicionário técnico	47
6 Bibliografia.....	49
7 Anexos	53

Lista de figuras

Figura 2.1 – Esquema da constituição do coração

Figura 2.2: Movimentos do coração: diástole (1ª fase) e sístole (2ª e 3ª fases)

Figura 2.3 – Forma típica de um ciclo cardíaco

Figura 2.4 – Viade condução elétrica normal do coração

Figura 2.5 – Constituição da pele

Figura 2.6 – Constituição do coração e ECG

Figura 2.7 – Impulsos do coração Vs onda de ECG

Figura 2.8 – ECG pormenorizado

Figura 2.9 – Triângulo de Eindhoven

Figura 2.10 – Disposição dos elétrodos

Figura 2.11 – Conjunto de elétrodos *e-textiles* adaptados nas forras para colocar na cadeira de rodas inteligente

Figura 2.12 – Ligação ao elétrodo *e-textile*

Figura 3.1 – Colocação de elétrodos ECG e SKC na cadeira de rodas inteligente

Figura 3.2 -Montagem PCB com ECG, SKN e Acelerómetro

Figura 3.3 – Movimento da cadeira de rodas em relação com os eixos X, Y e Z do acelerómetro 3D

Figura 3.4 – Localização do sensor GPS, placa de aquisição e mini-pc

Figura 3.5 – Localização do leitor RFID

Figura 3.6 – Mini-pc

Figura 3.7 – Placa de aquisição NI USB 6008

Figura 3.8 – Esquema do módulo de comutação

Figura 3.9 – Módulo de comutação e o cabo para carregar as baterias

Figura 3.10 – Localização das baterias de 12Volts

Figura 3.11 – Esquema da alimentação simétrica

Figura 3.12 – Esquema de alimentação para o mini-pc

Figura 3.13 – Esquema da fonte de 5 Volts

Figura 3.14 – Assistente de configuração NI DAQ

Figura 4.1 – Diagrama de blocos do sistema envolvente à cadeira de rodas inteligente

Figura 4.2 – Esquema para a obtenção do ECG

Figura 4.3 – Estrutura geral do filtro Sallen-Key

Figura 4.4 – Forma de onda ECG obtida pela cadeira de rodas inteligente

Figura 4.5 – Sensor de força – FlexiForce A201

Figura 4.6 – Montagem para a detecção de força nos braços da cadeira inteligente

Figura 4.7 – Função “Wave form peak detection”

Figura 4.8 – Esquema da aquisição da condutividade da pele

Figura 4.9 – Tensão vs Resistência

Figura 4.10 – Localização dos tags no chão

Figura 4.11 – Representação dos *tags* RFID e coordenadas cartesianas

Lista de tabelas

Tabela 2.1 – Correspondências das derivações dos membros

Tabela 2.2 – Correspondência das derivações torácicas

Tabela 3.1 – Correspondência entradas vs sinais adquiridos

Tabela 4.1 – Valores de tensão em função da resistência

Tabela 4.2 – Medição de uma porta com a largura total da cadeira de rodas inteligente

Lista de siglas e abreviaturas

3D – Três dimensões

Ampop – Amplificador operacional

Av – Nó atrioventricular

Ca – Símbolo químico do cálcio

Cl – Símbolo químico do cloreto

ECG – Electrocardiograma

g – Força- g

GPS – Sistema de posicionamento global (*global positioning system*)

K – Símbolo químico do potássio

LabVIEW - Laboratory virtual instrument engineering workbench

Na – Símbolo químico do sódio

Ni-daq – *National instruments data acquisition*

PC – Computador pessoal (*personal computer*)

PCB – Placa de circuito impresso (*printed circuit board*)

PRE – Período refractário efectivo

PRR – Período refractário relativo

RFID – Identificação por radiofrequência (Radio-Frequency IDentification)

SNA – Sistema nervoso autónomo

SNC - Sistema nervoso central

SKC – Condutividade da pele (*skin conductivity*)

SSD – *Solid-state drive*

UMTS – *Universal mobile telecommunication system*

USB – *Universal serial bus*

CAPITULO 1 - INTRODUÇÃO

1.1 Motivação

Na área da saúde existe ainda muito por aperfeiçoar e por desenvolver. Uma simples cadeira de rodas inteligente em que o paciente com mobilidade reduzida e com uma doença crónica, usando-a diariamente, pode ser acompanhado e monitorizado por médicos remotamente, isto é, assistência médica remota. Nessa cadeira estão instalados equipamentos capazes de adquirir e enviar os dados biométricos a um servidor.

Os dados biométricos recolhidos são o electrocardiograma (ECG) e condutividade da pele (SKC). O ECG é um exame complementar não invasivo e extremamente importante, utilizado no quotidiano por parte dos médicos. Faz parte de um exame clínico para qualquer paciente. É um exame bastante fácil de fazer, barato e livre de riscos, em que a interpretação e análise dos dados pode ser essencial para salvar vidas. Quanto à condutividade da pele, esta varia de acordo com algumas condições físicas e a sua medição está relacionada com o nível de humidade no corpo. Este é importante, porque a produção de suor é um forte indicador do funcionamento do sistema nervoso central, desta forma, a condutividade da pele é um indicador da excitação psicológica e fisiológica [1][2][3][4].

O médico que analisa os dados biométricos tem também acesso ao tempo de utilização da cadeira inteligente, assim como os eventos, às acelerações bruscas e descontroladas da mesma. Através de uma análise cuidada de todos estes dados pode-se chegar à conclusão de que está algo de errado a suceder com o paciente monitorizado, sendo gerado um sinal de alerta.

Os utilizadores de cadeiras rodas adoecem com mais facilidade devido à sua condição física. A monitorização remota representa assim uma grande ajuda para baixar os custos de assistência, assim como um atendimento/tratamento mais rápido e atempado.

A cadeira de rodas inteligente está munida de um computador de dimensões reduzidas, que foi batizado por “mini-pc”, para transmitir as informações do ECG e da SKC para a central de informação. O “mini-pc” foi escolhido de acordo com as suas características práticas: baixo custo, modular e flexível. Verificou-se apenas uma desvantagem na sua utilização: o facto do sistema se encontrar junto do paciente, seria em caso de avaria, necessária a deslocação de uma pessoa devidamente qualificada à habitação do paciente para intervir na resolução do problema.

1.2 Objetivos

Este trabalho apresenta o desenvolvimento e construção de um sistema com sensores e condicionamento de sinal, aquisição e processamento embutidos na cadeira de rodas e de toda a sua aquisição remota.

O objetivo da dissertação é desenvolver e implementar um sistema de aquisição e processamento contínuo do ECG e da condutividade da pele numa cadeira de rodas que permita a monitorização remota do paciente. Este equipamento foi pensado e implementado para ser muito compacto, de modo a que se consiga inserir todo esse equipamento na cadeira de rodas, sem alterar as suas características de fábrica, isto é, que se consiga dobrar, transportar e arrumar. Todo um conjunto de sensores foi adaptado à cadeira de rodas inteligente, do modo a que o paciente possa ser monitorizado sem se aperceber.

Para a aquisição do ECG e da condutividade da pele foram cozidos eléctrodos condutivos nos braços da cadeira, conhecidos por *e-textiles*. Foi implementado uma montagem com vários ampop's em que o sinal é adquirido através de uma placa NI-Daq da National Instruments e o envio é feito para o computador através do interface USB. Um acelerómetro 3D foi também ligado à placa Ni-Daq. O leitor RFID valida as passagens da cadeira de rodas nos pontos pré-definidos: passagens nas portas, corredor, casa de banho e cozinha. Sendo este dispositivo, leitor RFID, ligado ao computador via interface USB. Quanto ao sensor GPS, apenas irá

funcionar no exterior da habitação para poder registar as deslocações do paciente, sendo ligado à porta série do mini-pc. A informação sobre a localização será transmitida através da internet, sendo a adaptação realizada através do modem 3G/UMTS. Uma aplicação baseada em LabVIEW WebServer permite a visualização das coordenadas da cadeira de rodas, sendo estas coordenadas passadas para uma aplicação do tipo Google maps para a visualização do local onde realmente se encontra o utilizador da cadeira de rodas.

1.3 Organização do texto

Esta dissertação de mestrado está dividida em três partes. A primeira parte é mais teórica, onde é explicado o funcionamento e constituição do coração humano, como é constituída a pele, o que é o electrocardiograma e também o que são elétrodos *e-textiles*. Numa segunda parte, é descrito o conteúdo e funcionamento da cadeira de rodas em pormenor. E por fim, são demonstrados os ensaios práticos realizados.

CAPITULO 2 – AQUISIÇÃO DE SINAIS BIOMÉTRICOS

Esta segunda parte de dissertação visa explorar e explicar o funcionamento, funções e constituição de dois órgãos bem distintos do corpo humano, o coração e a pele, do ECG e dos elétrodos *e-textiles*. Assim como dos registos mensuráveis que nos podem fornecer de modo a analisar o estado físico e emocional de um indivíduo.

Os órgãos analisados são essenciais para o nosso organismo, cada um pelas suas razões úteis:

- O coração é o motor do sistema circulatório, ele impulsiona o sangue para todas as células do nosso corpo, permitindo-lhes realizar as trocas entre nutrientes e oxigénio, por produtos tóxicos prejudiciais para o nosso organismo. Este órgão tem a capacidade de funcionar automaticamente, devido à existência de células macro-passos, sendo apenas controlado pelo SNA de modo a que se adapte às alterações do meio envolvente ao nosso organismo.
- A pele é o órgão que delimita o nosso organismo, protegendo-nos e permitindo algumas trocas com o meio exterior. Tem a capacidade de conduzir corrente elétrica e de nos transmitir informações físicas e emocionais.

O ECG tem a capacidade de registar os impulsos do nosso coração pelo facto de todo o nosso organismo ter condutividade elétrica, através de dois elétrodos *e-textiles* encostados à nossa pele. O registo destes sinais permite realizar um diagnóstico de algumas anomalias cardíacas.

Existem ainda outros dois elétrodos *e-textiles* que conseguem verificar a resistência da nossa pele, medindo a resposta galvânica (GSR) da mesma, podendo desta forma, analisar alterações físicas e emocionais no indivíduo. Por sua vez, todos os elétrodos *e-textiles*, estão sujeitos a um condicionamento de sinal de modo a que se consiga analisar adequadamente os impulsos do coração e a resposta galvânica.

2.1 - Funcionamento do coração humano

Os processos vitais do ser humano exigem suprimento constante de alimento e oxigênio a todas as partes do corpo para o correto funcionamento do metabolismo e da remoção dos resíduos tóxicos. Para realizar estas trocas e transportes internos, o ser humano está munido de um sistema circulatório que é constituído por: sangue, coração e vasos sanguíneos. O aparelho circulatório é fechado, os vasos sanguíneos levam o sangue do coração até todas as partes do corpo e novamente até ao coração [5][6].

O coração é o motor do sistema circulatório, funcionando como uma bomba impulsionadora do sangue. Situa-se na caixa torácica entre os dois pulmões, levemente inclinado para a esquerda. Está protegido pelo pericárdio, membrana que envolve o miocárdio, músculo responsável pelo seu funcionamento [5].

O coração é composto por quatro cavidades, duas aurículas ou átrios e dois ventrículos, as quais recebem sangue das veias e o impelem pelas artérias. As aurículas têm paredes musculares finas para poderem dilatar-se ao receber o sangue das veias, os ventrículos têm as paredes musculares espessas para bombear o sangue para fora do coração, através das artérias. As cavidades do lado esquerdo estão separadas das do lado direito por um septo muscular; desta forma não há comunicação entre as aurículas, nem entre os ventrículos [7][8].

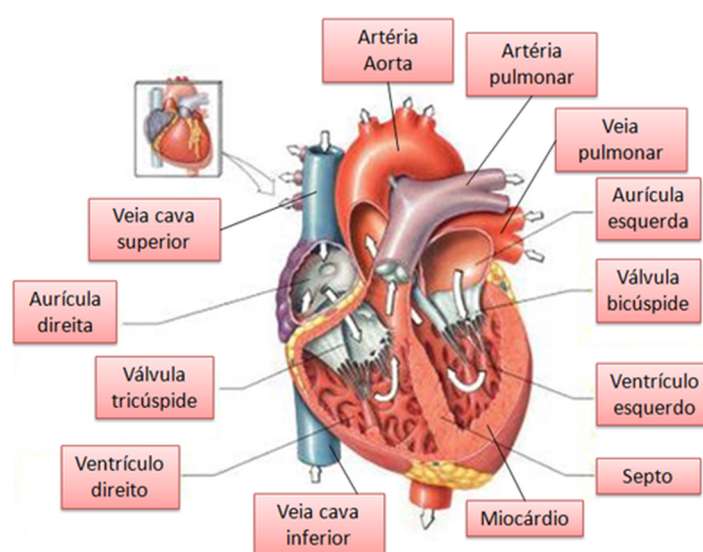


Figura 2.1 – Esquema da constituição do coração

A fazer a ligação entre as aurículas e os ventrículos existem as válvulas bicúspide ou mitral e tricúspide, e entre os ventrículos e as artérias existem as válvulas semilunares aórtica e pulmonar, também designadas por sigmóides. Estas válvulas têm por função impedir o retrocesso do sangue.

É ainda relevante informar que do lado esquerdo do coração circula sangue arterial, que é impulsionado dos pulmões ao corpo (grande circulação – circuito sistémico), e no lado direito circula sangue venoso, que é impulsionado do corpo aos pulmões (pequena circulação – circuito pulmonar).

O coração de uma pessoa normal em repouso contrai-se (batimento cardíaco) cerca de setenta a oitenta vezes por minuto e impulsiona cerca de sessenta mililitros de sangue por batida. Durante uma vida de setenta anos, o coração pode contrair-se três biliões de vezes impulsionando cerca de duzentos milhões de litros de sangue.

O sangue move-se a partir do coração numa série de jatos de sangue, que numa artéria superficial, como no nosso pulso ou na nossa têmpora, pode ser percebido como pulsação arterial, mais forte quando o coração se contrai (sistólica) e mais fraca quando a cavidade se enche (diastólica) [5][7].

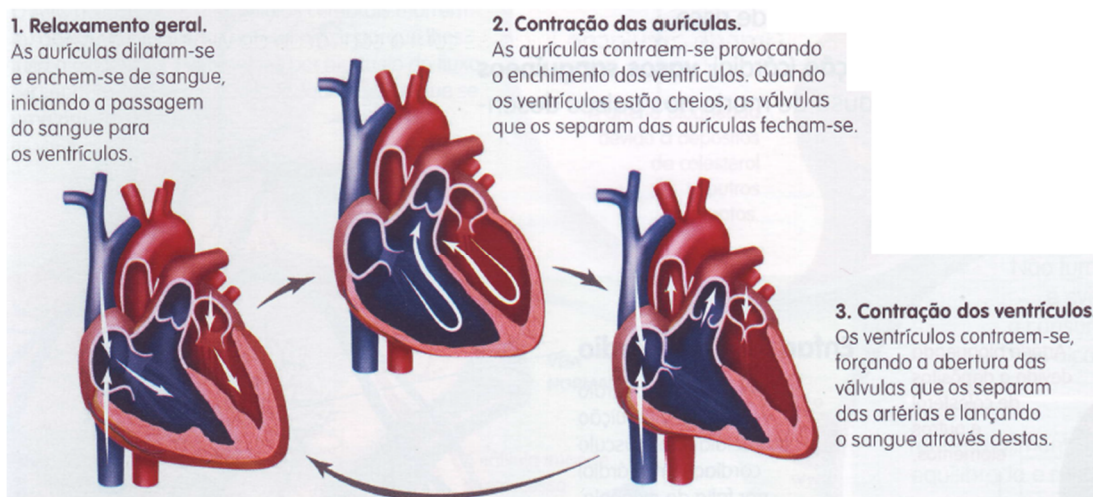


Figura 2.2: Movimentos do coração: diástole (1ª fase) e sístole (2ª e 3ª fases)

A pressão arterial sistólica ou máxima condiz com o momento em que o ventrículo esquerdo bombeia o sangue para a artéria aorta (sístole – corresponde a contracção do músculo cardíaco). A artéria recebe uma grande quantidade de sangue, o que provoca o aumento da pressão no seu interior. Numa pessoa em

repouso a pressão sistólica é de cerca de 120 a 140 mm Hg (milímetros de mercúrio).

A pressão arterial diastólica ou mínima condiz com o momento em que o ventrículo esquerdo se enche de sangue (diástole – corresponde ao período de relaxamento do músculo cardíaco). A artéria aorta impulsiona o sangue para os vasos sanguíneos que se lhe seguem e, a pressão no seu interior diminui. Numa pessoa em repouso a pressão diastólica é de, aproximadamente, 80 mm Hg [9].

O ciclo cardíaco pode também ser observado a partir do seguinte gráfico:

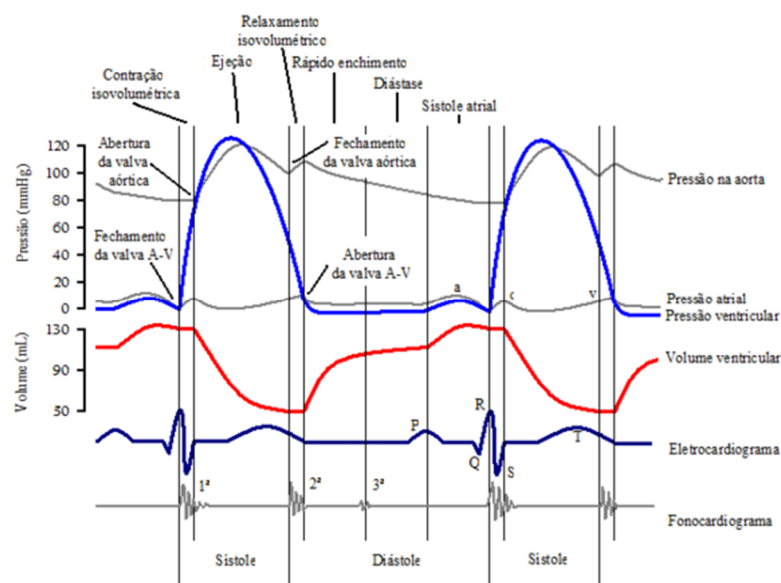


Figura 2.3 – Forma típica de um ciclo cardíaco

Através deste gráfico consegue-se observar a relação existente entre o ECG e o ciclo cardíaco, que será analisada mais em pormenor no ponto 2.3 deste mesmo capítulo [15].

A pressão arterial pode ser influenciada por dois factores:

- O débito cardíaco, ou seja a quantidade de sangue que é bombeado por minuto, pelo ventrículo esquerdo para a artéria aorta; e
- A resistência vascular periférica, ou seja, o atrito existente no interior dos vasos sanguíneos, que podem estar mais ou menos contraídos ou dilatados à circulação do sangue.

O batimento cardíaco, ou contração do coração é produzido por células situadas na parte superior da aurícula direita que possuem propriedades específicas. Denominam-se células marca-passo, também conhecidas por *pacemaker*, porque iniciam o batimento cardíaco, como uma espécie de “vela de ignição”, em que são disparados impulsos elétricos que provocam a contração das fibras musculares de ambas as aurículas. O conjunto destas células denomina-se de nó sinoatrial ou nó sinusal. [1]

Após uma breve pausa, devido à condutividade das células do coração, o impulso elétrico do nó sinoatrial segue uma via elétrica que passa por um outro conjunto de células, nó atrioventricular (nó AV) situado no septo entre as aurículas, chegando a um conjunto de fibras, feixe de His e desce até às fibras de Purkinje. Estes dois conjuntos de fibras encontram-se nas paredes dos ventrículos, e provocam a contração simultânea dos músculos dos ventrículos [5][10].

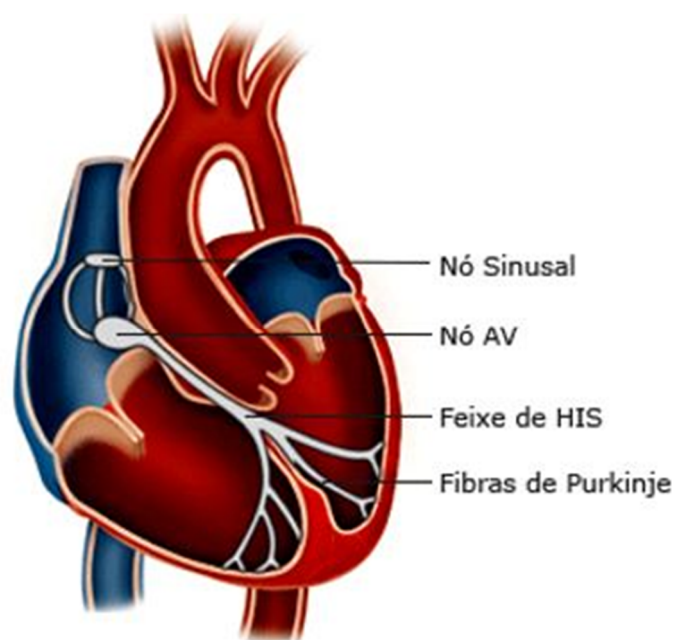


Figura 2.4 – Viade condução elétrica normal do coração

Enquanto o impulso elétrico circula através do coração, sucede o processo de despolarização e repolarização a cada batimento cardíaco. Considera-se que a despolarização é o estado de ação e que a repolarização é o estado de repouso. Durante este processo, há quatro eletrólitos principais que se movimentam através da membrana das células cardíacas, são eles: sódio (Na), potássio (K), cálcio (Ca) e

cloreto (Cl). Neste processo de despolarização e repolarização, ocorrem cinco ciclos de movimento:

Fase 0, ou despolarização: o impulso chega às células cardíacas e estimula a contração das aurículas, que empurram o sangue para os ventrículos (entrada rápida de Na e a entrada lenta de Ca nas células);

Fase 1, ou repolarização precoce: tempo de espera entre a contração das aurículas e dos ventrículos (a entrada de Na nas células é interrompida);

Fase 2, ou de “platô”: contração dos ventrículos, que empurram o sangue para as artérias (o Ca continua a entrar nas células e o K começa a sair das mesmas);

Fase 3, ou repolarização rápida: espaço de tempo entre a contração e o relaxamento dos ventrículos (os canais de Ca fecham-se e o K sai rapidamente das células);

Fase 4, ou de repouso: corresponde ao relaxamento dos ventrículos (o K entra novamente nas células e o Na sai das mesmas). No final desta fase, as células cardíacas estão prontas para iniciar todo o processo novamente.

Este ciclo de despolarização e repolarização, cria um campo elétrico e uma corrente elétrica que podem ser captados por um ECG [7].

A atividade cardíaca está sujeita à regulação do Sistema Nervoso Autônomo (SNA), que faz o controlo da função do coração. Devido à regulação do SNA, o ser humano pode responder prontamente às necessidades, criadas pelo ambiente. O campo elétrico do coração propaga a sua energia por toda a caixa torácica, o que significa que todos os mecanismos do funcionamento do coração são conduzidos até à pele, podendo ser recolhidos dados através de eléctrodos do ECG. Esta condutividade do corpo humano, deve-se ao facto deste ser composto por 64% de solução salina que é um bom condutor elétrico [6][12][13][14].

2.2 A pele

A pele é o revestimento externo do nosso organismo, sendo considerada o maior órgão do corpo humano, correspondendo a 16% do nosso peso corporal. É constituída pela epiderme, peladerme e hipoderme.

A epiderme é a camada mais externa da pele e pode variar a sua espessura dependendo do local do corpo, zonas que sofrem fricção ou pressão persistente costumam ser mais espessas, como a planta dos pés e as palmas das mãos. É composta por duas camadas que são formadas por células epiteliais. A camada mais externa, a córnea, é composta por uma série de células endurecidas e mortas que se desprendem e caem. Esta camada da epiderme é muito importante porque protege o corpo contra as invasões de microorganismos e evita a perda de água. Subjacente, está a camada de Malpighi, composta por doze camadas de células vivas que se multiplicam constantemente para substituir as que morrem e caem [15][16].

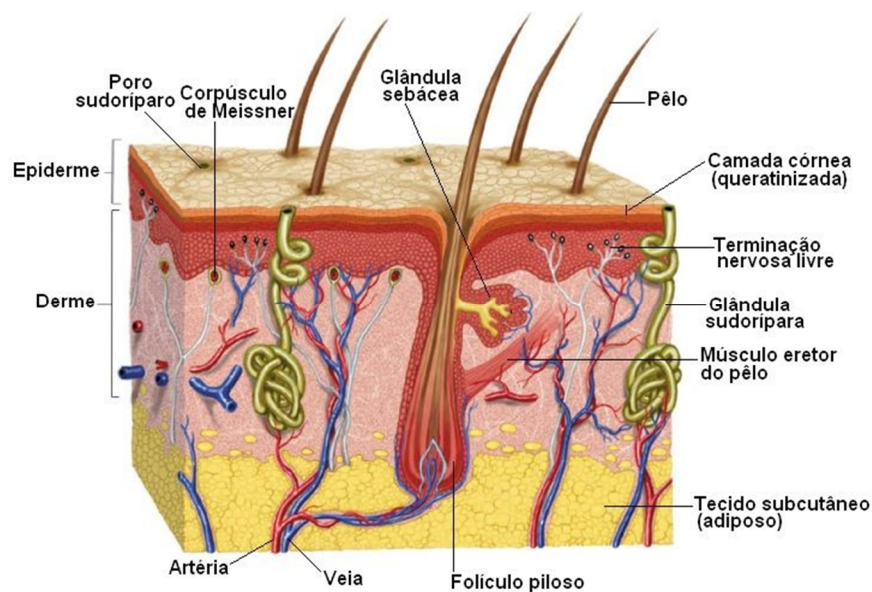


Figura 2.5 – Constituição da pele

A derme é a camada mais interna da pele, composta por tecido conjuntivo que lhe fornece elasticidade e resistência. Nesta camada encontram-se uma série de corpúsculos e estruturas com funções essenciais para a nossa vida e saúde. Temos músculos interligados ao pêlo, pêlos que nascem dos folículos pilosos e saem pelos

poros. Nestes folículos existem glândulas sebáceas que produzem gordura para lubrificar a pele e os pêlos. Temos também as glândulas sudoríparas, responsáveis pela produção de suor, controlando a temperatura corporal. Os capilares, vasos sanguíneos e linfáticos, estão presentes em toda a derme, nutrindo-a e irrigando-a. Possuímos ainda extremidades nervosas, responsáveis pelo sentido do tato [15][17][18].

A camada mais profunda da pele, a hipoderme, prende a pele ao resto do corpo. Metade da gordura que o nosso organismo possui encontra-se nesta camada, funcionando desta forma como isolante térmico, impedindo as perdas de calor, e como “almofada” protetora, possuindo a capacidade de atenuar as consequências de choques e pancadas. A hipoderme é constituída por tecido conjuntivo e adiposo formado por células que armazenam a gordura [4][19].

A nossa pele desempenha funções essenciais para o organismo:

1) Impermeabilização e proteção:

- Melanina: protege das radiações eletromagnéticas;
- Queratina: torna a pele impermeável a partículas líquidas e sólidas; e
- Filme hidrolipítico superficial: protege da desidratação.

2) Regulação da temperatura:

- As temperaturas de 36,5°C a 37,5°C, são as ideais para o funcionamento ótimo do nosso organismo. Assim, os vasos sanguíneos contraem-se com o frio e dilatam-se com o calor, de modo a regular a temperatura corporal.
- Tecidos adiposos (gordura existente na pele); e
- Glândulas sudoríparas.

3) Funções sensoriais:

A nossa pele é um órgão que possui várias extremidades nervosas permitindo a receção de estímulos diversos, como o tato, a dor, o calor e o frio:

- Corpúsculo de Meissner: tato;
- Corpúsculo de Krause: tato e frio;

- Corpúsculo de Ruffini: tato e calor;
- Corpúsculo de Vater-Pacini: tato e pressão; e
- Terminações nervosas livres: dor.

4) Síntese da vitamina D

Vitamina essencial para o desenvolvimento normal dos ossos e dentes [20].

Como já foi referido no ponto anterior, todos os tecidos do nosso corpo, incluindo a pele, possuem a capacidade de conduzir eletricidade. A pele apresenta atividade elétrica que está em constante mudança, sendo mensurável. A condutividade da pele varia de acordo com algumas condições físicas, e esta variação é denominada resposta galvânica da pele (GSR) ou resposta da condutividade da pele (SCR) [20].

A GSR é um sistema de medição da condutividade elétrica da pele, que varia com o seu nível de humidade. Este facto é importante porque as glândulas sudoríparas, responsáveis pela produção de suor, são fortes indicadores do funcionamento do Sistema Nervoso Central (SNC), deste modo a condutividade da pele é usada como indicador de excitação psicológica e fisiológica. As plantas dos pés e as palmas das mãos, incluindo os dedos, são as partes do nosso corpo com maior densidade dessas glândulas. Assim, utilizando elétrodos adequados, a pele comporta-se como um condutor de eletricidade e é possível medir a sua atividade eletrodermal [21][22][23].

Devido à resposta da pele e do tecido muscular a estímulos externos e internos, a condutância pode rondar os microsiemens (μS). Quando corretamente calibrados, os aparelhos podem medir estas diferenças subtis. Existe uma relação entre a atividade simpática e a excitação emocional, embora não se possa identificar qual a emoção específica está sendo provocada. O SCR é altamente sensível às emoções em algumas pessoas. Medo, raiva, resposta de sobressalto, resposta de orientação e sentimentos sexuais estão entre as reações que podem produzir respostas de condutividade semelhantes na pele. Estas reações são utilizadas como parte do detetor de polígrafo ou mentira [24][25].

Importa ainda referir, que a condutância da pele pode variar com os seguintes fatores:

- espessura;
- quantidade de humidade existente;
- quantidade de tecidos adiposos;
- atividade das glândulas sudoríparas;
- existência de lesões; e
- idade do indivíduo [4].

2.3 O electrocardiograma

O ECG regista os potenciais elétricos que têm origem na atividade do coração. Estes potenciais são criados através do processo despolarização/repolarização das células cardíacas. A atividade cardíaca inicia-se no nó sinoatrial que incita a despolarização das aurículas e dos ventrículos. O ECG consegue identificar os padrões normais de transmissão e geração dos impulsos elétricos do coração. Assim, anomalias na atividade cardíaca são sinais claros de que há problemas no nosso coração. O ECG é o exame mais recomendado para diagnosticar/avaliar arritmias cardíacas, taquicardias e isquemias cardíacas, entre outros. Este registo mostra a variação do potencial eléctrico ao longo do tempo, gerando uma imagem de formas de onda. Estas ondas seguem um padrão rítmico e cada uma delas tem uma denominação própria [12][26][27][28].

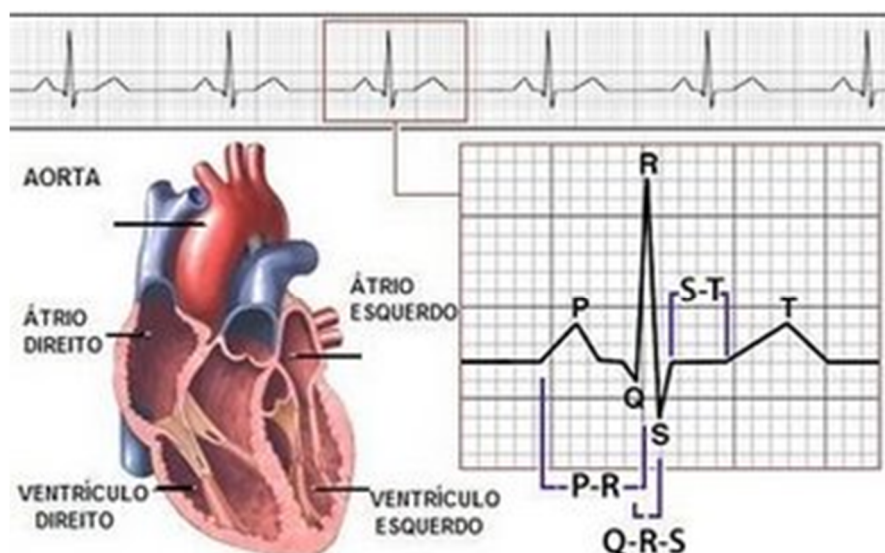


Figura 2.6 – Constituição do coração e ECG

Cada batimento cardíaco é composto por uma onda P, um complexo QRS e uma onda T [29].

Onda P: corresponde a despolarização/contração das aurículas, que é controlada pelo nó sino-auricular.

Intervalo PR: é o intervalo de tempo entre os inícios da onda P e do complexo QRS. Corresponde à velocidade de condução do impulso eléctrico desde o nó aurículo-ventricular, até às fibras de His e Purkinje (tempo de espera entre a contração das aurículas e dos ventrículos).

Complexo QRS: corresponde à despolarização/contração dos ventrículos. É maior do que a onda P porque as paredes musculares dos ventrículos são mais espessas do que as das aurículas. Problemas na condutibilidade do impulso eléctrico, entre o nó sino-auricular e as fibras de His e Purkinje, geram complexos QRS alargados.

Segmento ST: é o espaço de tempo entre o fim da despolarização/ contração e o início da repolarização/descontração (relaxamento) dos ventrículos.

Onda T: corresponde à repolarização/relaxamento dos ventrículos, ficando aptos para nova contração/ despolarização. Normalmente é assimétrica (tem o ramo ascendente lento e ramo descendente rápido) e arredondada. Quando esta onda

aparece invertida ou simétrica é indicativa de problemas cardíacos, como por exemplo: insuficiência coronária, isquemia e enfarte do miocárdio.

Onda U: corresponde a repolarização/relaxamento auricular, no entanto não é registada, porque repolarização das aurículas ocorre ao mesmo tempo que a despolarização dos ventrículos.

Período PP: intervalo entre duas ondas P. Corresponde à frequência auricular.

Período RR: intervalo entre duas ondas R. Corresponde à frequência ventricular [30][31][32].

Para uma melhor compreensão entre o funcionamento do coração e a onda de ECG, a seguinte figura 2.7 demonstra com mais detalhe esta ligação através de cores.

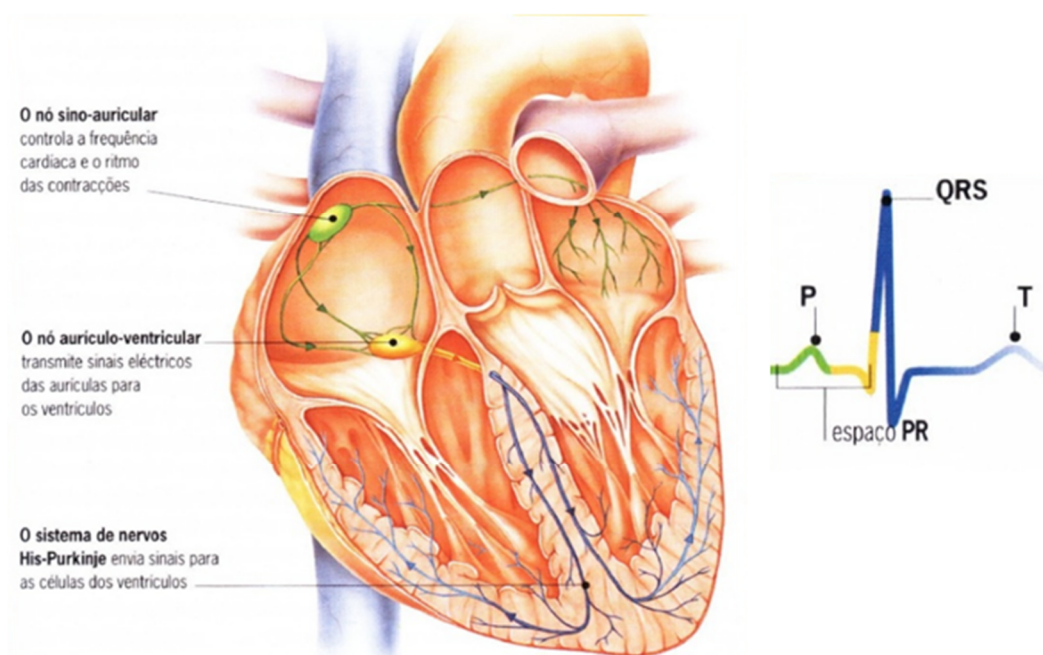


Figura 2.7 – Impulsos do coração e onda de ECG

A figura 2.8 representa um ECG com mais detalhes, em que apenas se consegue tantos pormenores através do método composto por doze derivações [33].

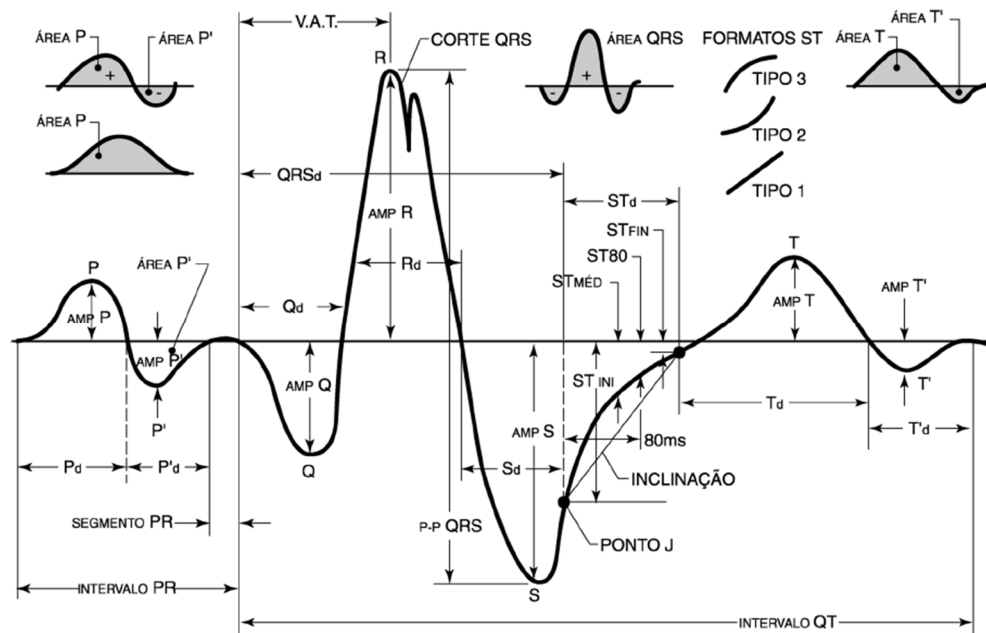


Figura 2.8 – ECG pormenorizado

O ECG, como qualquer outra forma de diagnóstico complementar, deve ser visto como apenas uma peça de um diagnóstico. Este exame deve ser interpretado por um médico experiente, e deve ter sempre em atenção outros dados do paciente, como o histórico clínico, sintomas, exames físicos, análises laboratoriais e outros exames adicionais [30].

O sinal de ECG à superfície do corpo é de reduzida amplitude, corrompido com ruído, gerado quer pelo deslocamento dos elétrodos, quer pela atividade muscular próxima dos pontos de aquisição do ECG. A recolha deste tipo de sinais é bastante importante no diagnóstico de anomalias cardíacas, tais como arritmias ou taquicardias [9].

Este tipo de sinal pode ser adquirido de várias formas, com dois ou mais elétrodos secos ou húmidos. Neste projeto foi implementado uma aquisição de ECG com dois elétrodos secos, em que esses elétrodos secos são do tipo *e-textiles*. É claro que para um diagnóstico com uma melhor obtenção do ECG será necessário mais do que dois elétrodos e humedecidos. Existem dois tipos de aquisição mais usados, o

triângulo de Einthoven e outro método composto por doze derivações. Para o triângulo de Einthoven, são usados três eletrodos, nos pulsos e na perna esquerda sob a forma de um triângulo equilátero [27][31][32].

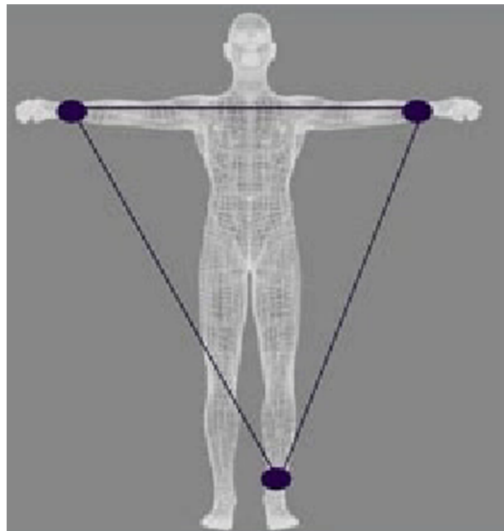


Figura 2.9 – Triângulo de Einthoven

Quanto ao ECG convencional, ele é constituído por 12 derivações diferentes, seis derivações dos membros e seis derivações torácicas. As derivações podem ser unipolares ou bipolares. A derivação bipolar é quando o registo da atividade elétrica do coração ocorre através de dois eletrodos, à mesma distância do coração (DI, DII e DIII). A derivação unipolar é quando um eletrodo faz o registo dessa mesma atividade (aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5 e V6). Para a obtenção das derivações dos membros, colocam-se eletrodos sobre o braço esquerdo, braço direito e perna esquerda, o que vai formar o triângulo de Einthoven. Cada lado do triângulo formado pelos três eletrodos representa uma derivação. Assim cada par de eletrodos representa uma derivação, sendo considerado um negativo e outro positivo. Na perna direita é também colocado um eletrodo que serve para estabilizar o traçado registado pelo ECG [33].

Nas derivações dos membros, existem três derivações bipolares e três derivações unipolares:

Bipolares		Unipolares	
Derivação I	Braço esquerdo (+) e braço direito (-)	aVR	Braço direito
Derivação II	Perna esquerda (+) e braço direito (-)	aVL	Braço esquerdo
Derivação III	Perna esquerda (+) e braço esquerdo (-)	aVF	Perna esquerda

Tabela 2.1 – Correspondências das derivações dos membros

Para a obtenção das seis derivações torácicas, colocam-se elétrodos positivos em seis posições diferentes em volta do tórax:

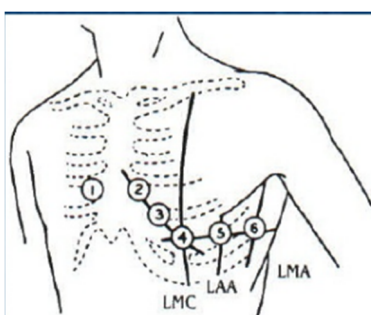


Figura 2.10 – Disposição dos elétrodos

As derivações torácicas são todas unipolares, e são: V1, V2, V3, V4, V5 e V6.

Derivações torácicas	
V1	4º espaço intercostal D, junto a margem do esterno
V2	4º espaço intercostal E, junto a margem do esterno
V3	entre V2 e V4, no 5º espaço intercostal E
V4	5º espaço intercostal, na linha médio clavicular
V5	5º espaço intercostal, na linha axilar anterior
V6	5º espaço intercostal, na linha axilar média

Tabela 2.2 – Correspondência das derivações torácicas

O electrocardiograma é usado para diagnosticar problemas cardíacos como o alargamento das cavidades, anomalias de circulação sanguínea, disritmias, enfarte do miocárdio, efeitos farmacológicos, alterações eletrolíticas, entre outros.

2.4 E-textiles

A aquisição dos sinais biométricos é feita a partir de sensores *e-textiles* desenvolvidos com fios condutores. Os *e-textiles* são excelentes para serem usados como interfaces de aquisição de sinais biológicos uma vez que quase igualam o desempenho dos elétrodos convencionais de gel [34].



Figura 2.11 – Conjunto de elétrodos *e-textiles* adaptados nas forras para colocar na cadeira de rodas inteligente

Os elétrodos *e-textiles* foram facilmente adaptados nos braços da cadeira de rodas inteligente devido a sua maleabilidade. Foi apenas necessário cozer os elétrodos *e-textiles*, tarefa semelhante a um simples tecido convencional.

As ligações foram executadas na parte inferior do forro, de maneira a ficarem escondidas. O forro foi feito à medida para encaixar no braço da cadeira de rodas inteligente.

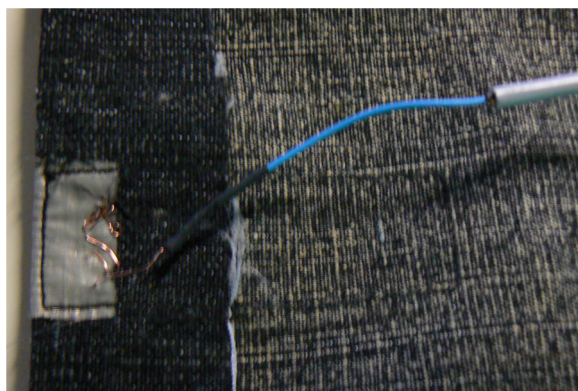


Figura 2.12 – Ligação ao elétrodo *e-textiles*

Capítulo 3 – Conteúdo da cadeira de rodas

Este terceiro capítulo tem como intuito explicar o funcionamento e localização dos vários componentes envolventes à cadeira de rodas. Estes componentes são os sensores *e-textiles* que permitem a aquisição dos impulsos do coração através do ECG e da condutividade da pele, um acelerómetro 3D, que permite registar a atividade diária realizada pela cadeira de rodas, um leitor RFID, para registar as localizações validadas pelos *tags*, e um módulo de GPS, para localização em espaços abertos. Com todos estes componentes envolventes à cadeira de rodas, poderá considerar-se que é uma cadeira de rodas inteligente. É ainda identificado e descrito o funcionamento e também a localização da fonte de alimentação de todo este sistema. O software de programação criado em LabVIEW foi batizado “ECG_chair” e foram implementadas dois tipos bem distintos por acesso remoto, um usando o programa TeamViewer e o outro uma aplicação de acesso remoto do LabVIEW.

3.1 Cadeira de rodas inteligente

A cadeira é composta por vários tipos de sensores, ECG, condutividade da pele, acelerómetro 3D, GPS e identificador RFID.

Os eléctrodos utilizados para a medição do ECG e da SKC são feitos de material têxtil condutor, cozido numas forras feitas a medida para se adaptar nos braços da cadeira de rodas. Na obtenção do ECG, os eléctrodos *e-textiles* vão captar uma tensão muito pequena que ronda os milivolts (mV). Quanto à medição da condutividade da pele, é medida a resistência entre os dedos e a palma da mão [27].

No braço direito da cadeira de rodas, foi inserido um eléctrodo *e-textiles* para adquirir os impulsos do coração através do ECG. E no braço esquerdo da cadeira foram colocados três sensores do mesmo tipo. Um deles como complemento do ECG e os outros dois de aquisição da condutividade da pele.

A seguinte figura 3.1 mostra como foram colocadas as fitas em cobre nos braços da cadeira de rodas:



Figura 3.1 – Colocação de elétrodos ECG e SKC na cadeira de rodas inteligente

A medição do ECG é feita entre duas extremidades do corpo humano, sendo monitorizada através das duas mãos. Quanto à condutividade da pele, é adquirida apenas numa das mãos, na mão esquerda, para não ter em conta a resistência total do corpo.

O acelerómetro 3D foi embutido na placa de circuito impresso (PCB) juntamente com a aquisição do ECG e condutividade da pele. De modo a simplificar as ligações e alimentações, e tornar mais compactas as montagens electrónicas, foi tudo centralizado numa placa de circuito impresso de simples face com componentes à superfície.

A figura 3.2 mostra-nos a montagem PCB descrita anteriormente.

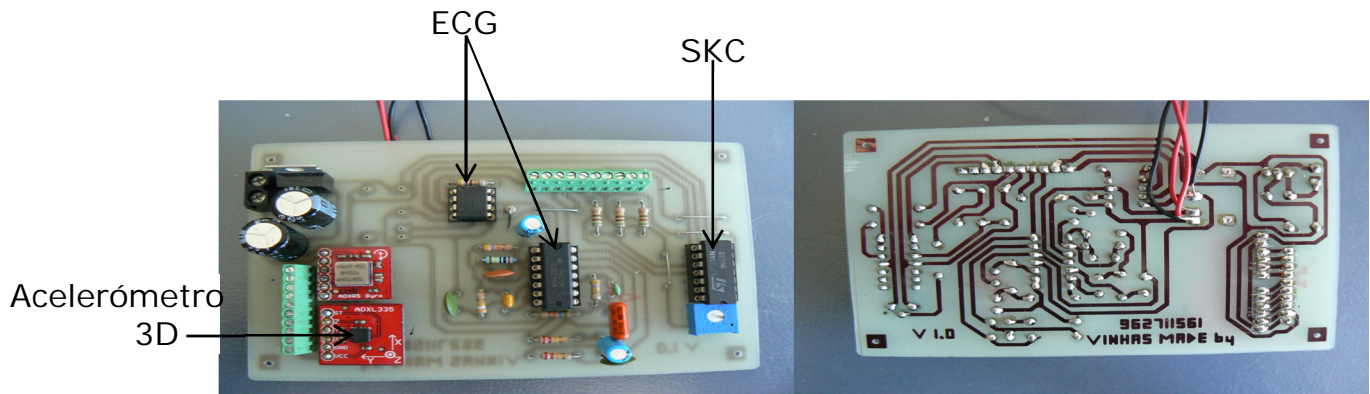


Figura 3.2 - Montagem PCB com ECG, SKN e Acelerómetro

A deslocação é indicada através do acelerómetro de três eixos, X, Y, Z. Os eixos utilizados em movimento horizontal são X e Y, devido a disposição do circuito integrado em relação ao meio que o envolve. Para uma variação no eixo Z, deverá existir uma inclinação no movimento retilíneo da cadeira de rodas inteligente.

O acelerómetro ADXL335 da *Analog Device*, usado na cadeira de rodas inteligente, tem como principais características: três eixos com uma gama de medição de $\pm 3g$ e com uma sensibilidade de $300mV/g$.

A seguinte figura 3.3 mostra em detalhe os eixos em relação à cadeira de rodas.



Figura 3.3 – Movimento da cadeira de rodas em relação com os eixos X, Y e Z do acelerómetro 3D

O elemento de GPS foi adaptado na cadeira na zona inferior do braço esquerdo de apoio, junto à placa de aquisição e ao mini-pc.

Consegue-se ver com mais pormenor na seguinte figura 3.4:



Figura 3.4 – Localização do sensor GPS, placa de aquisição e mini-pc

O GPS foi adaptado de modo a que o paciente não o veja/toque para que não altere as suas configurações. A sua função será apenas útil quando o paciente se deslocar para um local aberto, por exemplo, para o exterior de edifícios, de modo a que seja possível ao GPS adquirir sinal desde que se encontre no campo de visão de pelo menos quatro satélites. Deste modo, será possível a obtenção em tempo real da velocidade, altitude, coordenadas e até das horas. Atualmente, os nossos sistemas de navegação funcionam com o sistema de GPS americano. Num futuro próximo irá surgir um sistema Europeu, o Galileu [35][36].

O GPS utilizado foi o Garmin Foretrex 201, em que as suas principais características são: tempo de aquisição de sinal de 45 segundos, recepção até 12 satélites, erro de posição inferior a 15 metros e interface RS232.

O leitor RFID é usado para a identificação da identidade e da localização do paciente. Neste caso, são colocadas etiquetas, designadas por *tag* RFID, no chão. Quando a cadeira de rodas passa sobre uma etiqueta, é validada a sua passagem nessa *tag* e sabe-se a sua localização no interior do centro hospitalar [37].

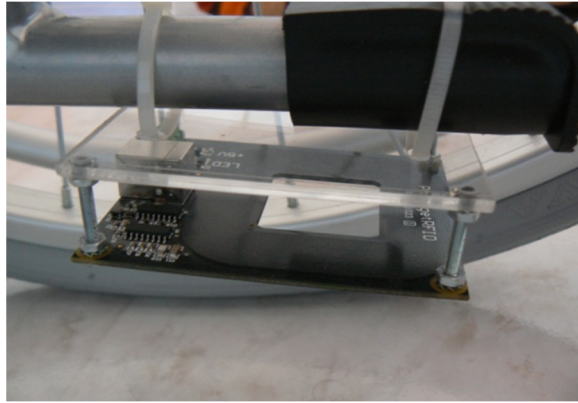


Figura 3.5 – Localização do leitor RFID

O mini-pc é um vulgar computador mas com dimensões muito reduzidas, 19,3x15,5x2,5 cm, de modo a ocupar o mínimo espaço possível. O mini-pc é um Giada i53, com processador Intel i5 a 2,8 ghz, com 4 gigas de memória RAM, disco de 500 gigas com ligação SATA, WIFI com antena interna e várias portas de ligação USB's. Estas características de *hardware* são suficientes para correr a aplicação da National Instruments.

A ligação WIFI, existente no mini-pc, tem como finalidade permitir a ligação a uma rede sem fios, doméstica, de modo a que um computador supervisor obtenha acesso a todos os dados adquiridos [38].



Figura 3.6 – Mini-pc

A aquisição dos sinais é feita a partir da placa “lowcost”, NI USB 6008 (ver figura 3.7) [46]. É a placa de aquisição ideal para este projeto, porque apresenta dimensões reduzidas, tem ligação USB e a sua capacidade de aquisição dos sinais é suficiente para adquirir os dados do ECG, SKC, sensores de força e acelerómetro. Foram utilizados os oitos canais de entrada analógicos disponíveis. Esta placa de aquisição tem ainda disponíveis doze entradas ou saídas digitais programáveis e duas saídas analógicas, que não foram usados.



Figura 3.7 – Placa de aquisição NI USB 6008

3.2 Fonte de Alimentação

A alimentação do sistema embutido na cadeira de rodas inteligente é feita a partir de duas fontes independentes, uma é composta por duas baterias de 12 Volts 7 Ah ligadas em série, e a outra por um conjunto de pilhas de tamanho AA.

A primeira fonte de alimentação, as baterias, tem como objetivo fornecer energia ao mini-pc, aos amplificadores de operacionais (com alimentação simples), aos módulos da aceleração. O seguinte esquema representa a forma como foi implementado o módulo de comutação das baterias de 12 Volts.

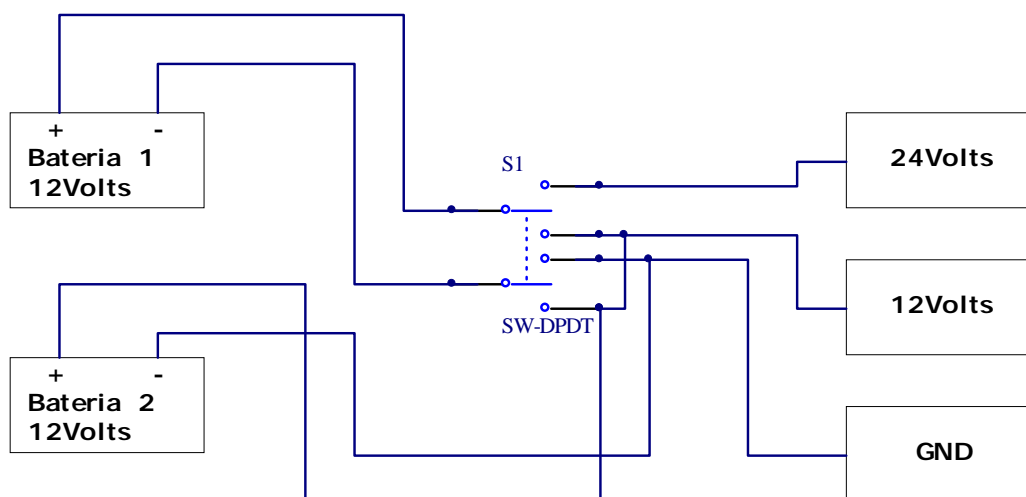


Figura 3.8 – Esquema do módulo de comutação

De modo a controlar esta primeira fonte de alimentação existe um interruptor S1 que possui três funções. Ligar e desligar a alimentação dos 24 Volts tendo uma terceira posição que serve para ligar as duas baterias em paralelo, de modo a que seja possível ligar a um vulgar carregador de baterias de 12 Volts. Sendo assim, existe a possibilidade de recarregar as baterias sem serem removidas das suas bolsas. Para proceder à sua recarga, é necessário ligar um adaptador ao módulo de comutação e mover o interruptor para a posição “C”.

A figura 3.9 mostra o seletor da alimentação principal, com o cabo para efetuar o carregamento das baterias.

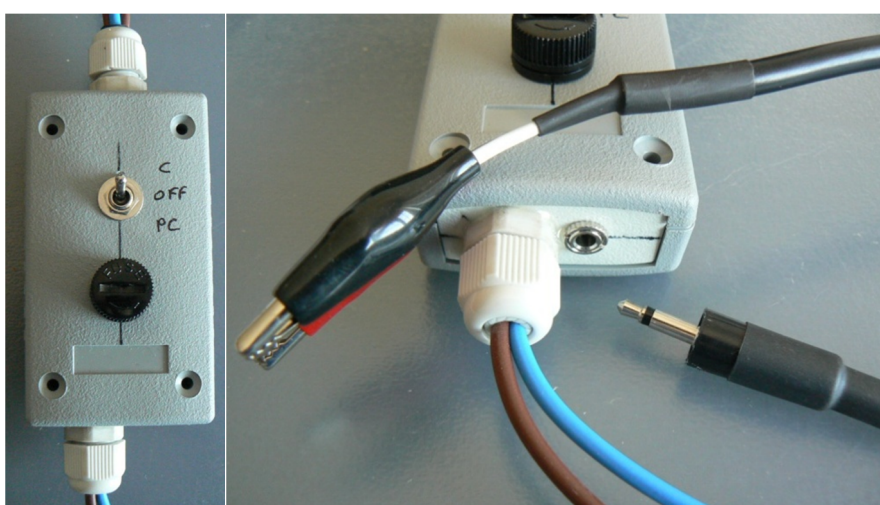


Figura 3.9 – Módulo de comutação e o cabo para carregar as baterias

As baterias são colocadas numa bolsa que foram anexadas à parte posterior do encosto da cadeira de rodas, como é demonstrado na figura 3.10:



Figura 3.10 – Localização das baterias de 12 Volts

A segunda fonte de alimentação, feita a partir de pilhas, tem como função alimentar de forma simétrica o amplificador de instrumentação. Foi necessário adicionar essa fonte de alimentação, visto que, inicialmente obtiveram-se problemas quanto a obtenção do ECG, devido ao ruído gerado pelos conversores DC/DC [39].

Cada “pack” de pilhas é composto por quatro pilhas recarregáveis de 1,2 Volts / 3000 mAh. Desta forma, usando dois “packs” de pilhas consegue-se uma tensão simétrica de $\pm 4,8$ Volts, valor adequado uma vez que o amplificador de instrumentação usado admite uma tensão máxima simétrica de ± 5 Volts e tem um bom funcionamento a partir de uma tensão de $\pm 2,50$ Volts. Para carregar essas pilhas, será necessário removê-las e colocá-las num carregador apropriado.

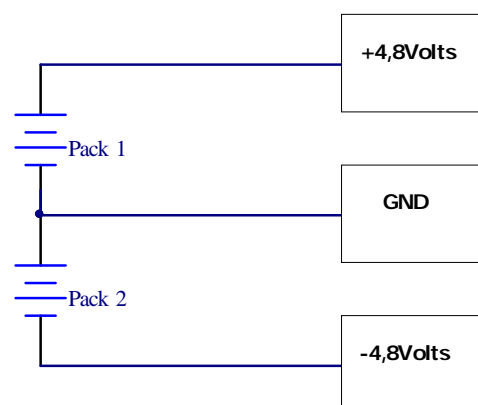


Figura 3.11 – Esquema da alimentação simétrica

Foi ainda necessário converter a tensão vinda das baterias em série, de 24 Volts para 18,8 Volts, para alimentar o mini-pc. Para tal implementou-se a seguinte montagem:

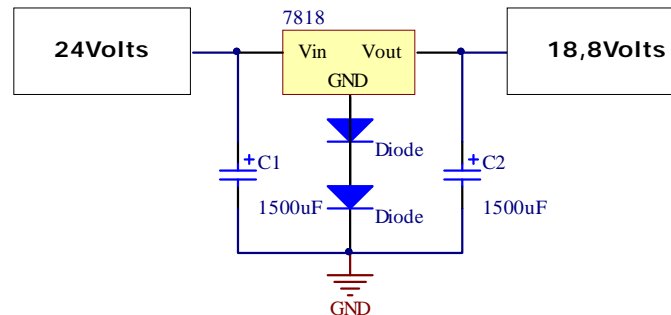


Figura 3.12 – Esquema de alimentação para o mini-pc

Para conseguir a tensão desejada foi necessário ligar em série dois díodos à massa do regulador de tensão, para provocar um aumento de tensão à sua saída com cerca de 800 mV. Sendo assim conseguiu-se uma tensão muito próxima de 19 Volts, tensão desejada para alimentar o mini-pc.

Por fim, foi necessário proceder a uma alimentação de 5 Volts para o acelerómetro e para o circuito da condutividade da pele.

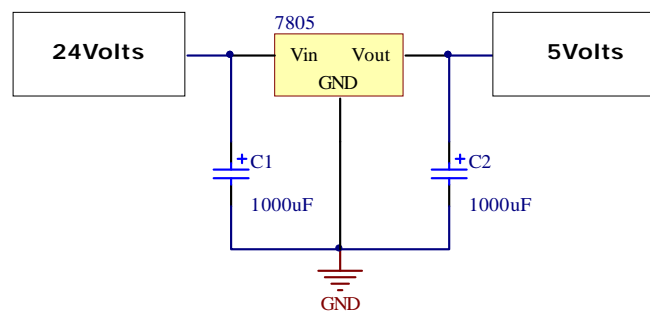


Figura 3.13 – Esquema da fonte de 5 Volts

Sendo assim, para o funcionamento do sistema embutido na cadeira de rodas inteligente foi necessário implementar cinco níveis de tensão, -/+4,8 V, +5 V, +18,8 V e +24 V a partir de duas fontes independentes.

3.3 Processamento e transmissão de dados

Os sinais adquiridos são tratados por um programa desenvolvido em LabVIEW.

Apenas os módulos de GPS e RFID são conectados diretamente ao mini-pc através da porta COM e USB, respetivamente. Os restantes sinais vindo da cadeira de rodas inteligente são ligados à placa de aquisição NI USB 6008.

Numa primeira fase iniciou-se a configuração no bloco DAQmx, em que neste bloco de funções são configuradas as entradas da placa de aquisição.

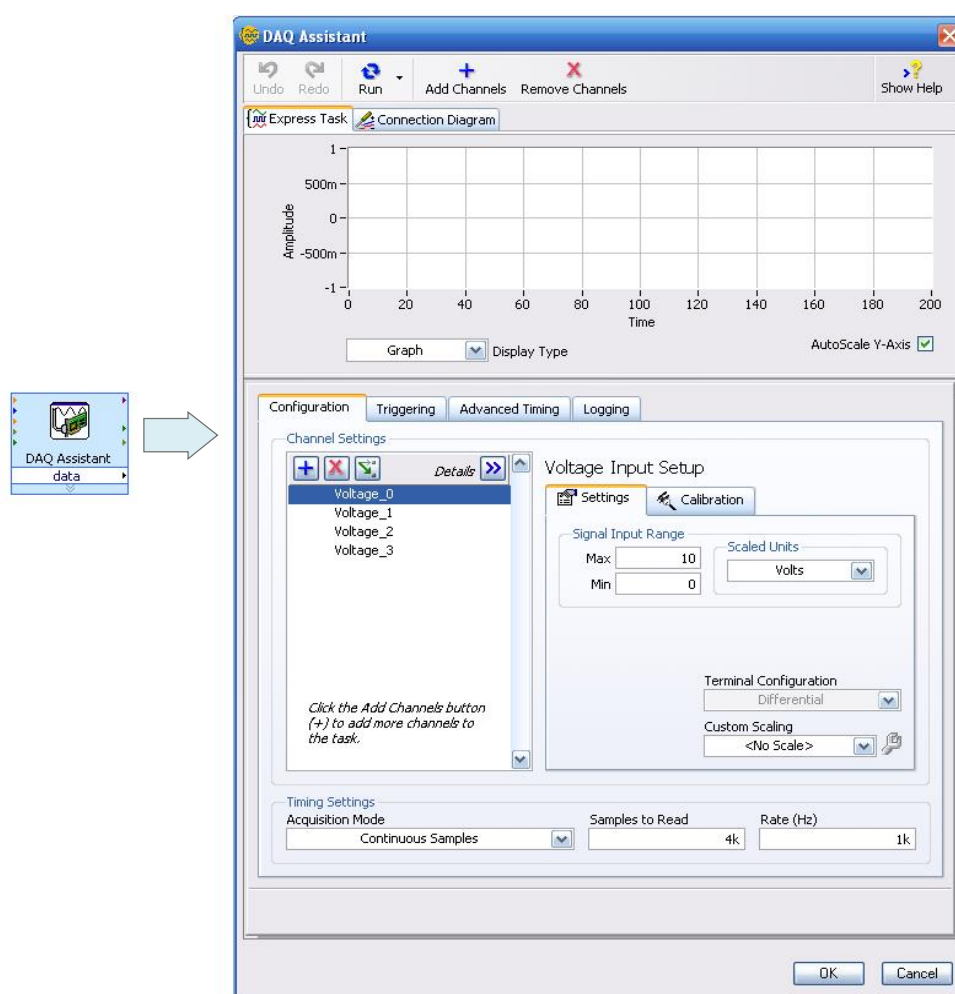


Figura 3.14 – Assistente de configuração NI DAQ

Na figura 3.14, foi adicionado o primeiro canal de entrada em tensão, “voltage_0”. Sendo assim, a placa de aquisição fica ainda com sete entradas analógicas. As restantes entradas analógicas foram adicionadas do mesmo modo e de acordo com a tabela 3.1:

Voltage_0	Sinal ECG
Voltage_1	Sinal SKC
Voltage_2	Sensor força esquerdo
Voltage_3	Sensor força direito
Voltage_4	Eixo X do acelerómetro
Voltage_5	Eixo Y do acelerómetro
Voltage_6	Eixo Z do acelerómetro

Tabela 3.1 – Correspondência entradas vs sinais adquiridos

Para proceder à comunicação remota, foi necessário configurar a rede sem fios do mini-pc com o ponto de acesso de rede WIFI existente, o *router*. Foi feito de modo a que sempre que o mini-pc esteja ligado se ligue à rede configurada. Para tal, foi criado e definido um acesso com palavra passe nas configurações do *router*, e por sua vez gravados nas definições de rede no Windows.

Posteriormente, foi necessário aceder ao mini-pc através de outro computador remotamente, onde surgiram vários problemas. Para se conseguir uma solução simples e com um menor custo possível criou-se um domínio DNS, esse domínio foi alocado nas configurações do *router*. Mas, essa solução apenas funcionava numa simples redes doméstica, em que o *router* acede diretamente ao *modem*. Numa empresa ou instituição que tenha servidores e bastidores, torna-se bastante complicado, porque o router não tem acesso direto ao modem para que seja alocado o domínio DNS na internet. Então recorreu-se a uma comunicação feita através de um programa que trata do acesso remoto. Instalou-se um programa chamado “Teamviewer” no mini-pc e nos computadores que irão aceder remotamente à cadeira de rodas inteligente. É apenas necessário colocar o login e palavra passe definida na cadeira de rodas inteligente para que o acesso seja feito no computador externo.

A comunicação remota será feita apenas com ligação à internet. Este tipo de acesso permite ter acesso ao mini-pc como se estivessemos a trabalhar diretamente nele.

Capítulo 4 – Ensaios e resultados experimentais

Neste quarto capítulo, vem a parte mais interessante desta dissertação de mestrado. São demonstrados na prática, as montagens e os ensaios experimentais obtidos, os esquemas realizados, todas as ligações efetuadas e a placa de circuito impresso em pormenor.

4.1 Princípio básico de funcionamento

Foi necessário interligar e juntar todos os dispositivos anteriormente identificados, como é apresentado na figura 4.1:

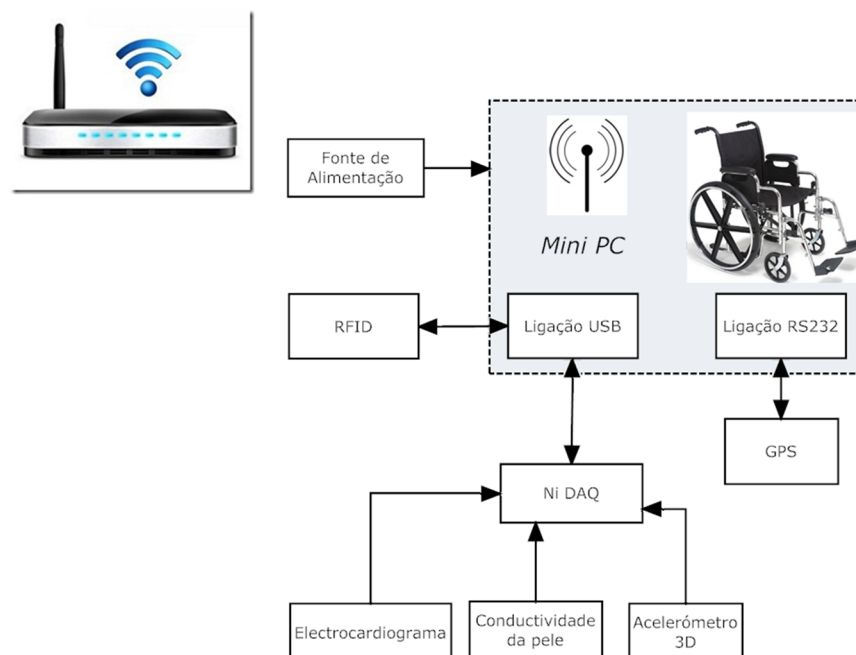


Figura 4.1 – Diagrama de blocos do sistema envolvente à cadeira de rodas inteligente

A placa de aquisição recebe três sinais, dois adquiridos pelos elétrodos *e-textiles*, ECG e SKN, e outro proveniente do acelerómetro 3D. Por sua vez, ligada ao mini-pc

via interface USB, é ligada a antena RFID. O elemento de GPS é conectado na porta série.

A cadeira de rodas inteligente está dependente de uma ligação wireless. Essa ligação sem fios foi configurada diretamente no gestor de redes do mini-pc, isto é, assim que é iniciado o mini-pc é detetada a rede sem fios associada e a sua ligação será automaticamente feita.

4.2 Obtenção do ECG

Para a obtenção do ECG, os elétrodos *e-textiles* por si não são suficientes. Foi necessário elaborar uma montagem para adquirir a pequena variação de impulsos elétricos, que se situa entre os 0,2 e 2 mV, provenientes do coração.

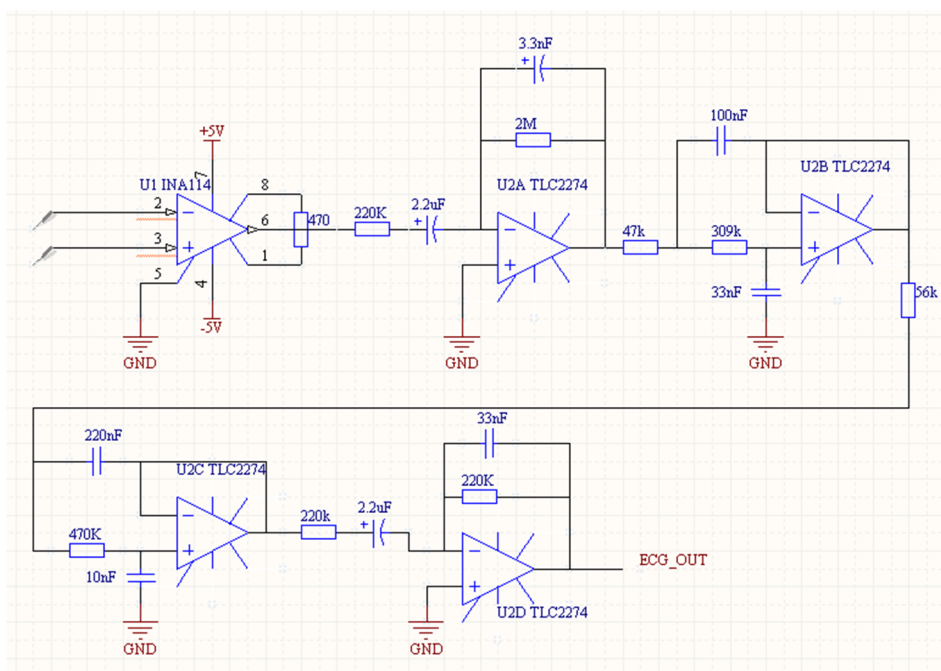


Figura 4.2 – Esquema para a obtenção do ECG

O esquema é composto por dois blocos, o primeiro pela aquisição dos sinais através de um amplificador de instrumentação INA114 e o outro por um Butterworth de quarta ordem, composto por quatro ampop's. O filtro foi implementado através de um pequeno programa, FilterLab da Microchip. Os valores das resistências e dos condensadores tiveram que ser ajustados para valores correntes e existentes no

mercado. Com essas pequenas variações o filtro ficou com um corte muito próximo dos valores definidos, em que a sua variação não influencia o funcionamento para a obtenção do ECG.

Os filtros passa baixo são baseados numa arquitetura Sallen-Key, como é indicado na seguinte figura 4.3:

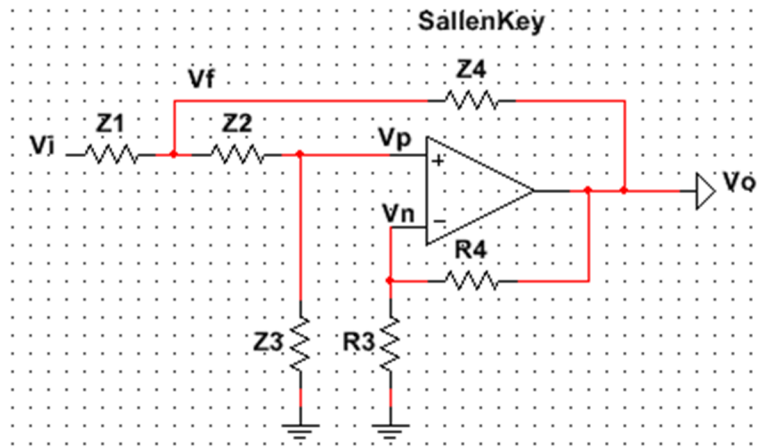


Figura 4.3 – Estrutura geral do filtro Sallen-Key

Nesta estrutura de filtro, R3 e R4 definem o ganho da banda passante e Z1, Z2, Z3 e Z4, as impedâncias do filtro, definem a topologia do filtro [40].

As tensões nos nós são definidas pelas seguintes equações,

Em torno de Vn:

$$Vn \left(\frac{1}{R_3} + \frac{1}{R_4} \right) = Vo \left(\frac{1}{R_4} \right) \Rightarrow Vn = Vo \left(\frac{R_3}{R_3 + R_4} \right) \quad (4.1)$$

E em torno de Vp:

$$\left\{ \begin{array}{l} Vf \left(\frac{1}{Z_1} + \frac{1}{Z_2} + \frac{1}{Z_4} \right) = Vi \left(\frac{1}{Z_1} \right) + Vp \left(\frac{1}{Z_2} \right) + Vo \left(\frac{1}{Z_4} \right) \\ Vp \left(\frac{1}{Z_2} + \frac{1}{Z_3} \right) = Vf \left(\frac{1}{Z_2} \right) \rightarrow Vf = Vp \left(1 + \frac{Z_2}{Z_3} \right) \end{array} \right\} \xLeftrightarrow$$

$$Vp = Vi \left(\frac{Z_2 Z_3 Z_4}{Z_2 Z_3 Z_4 + Z_1 Z_2 Z_4 + Z_1 Z_2 Z_3 + Z_2 Z_2 Z_4 + Z_2 Z_2 Z_1} \right)$$

$$+ V_0 \left(\frac{Z_1 Z_2 Z_3}{Z_2 Z_3 Z_4 + Z_1 Z_2 Z_4 + Z_1 Z_2 Z_3 + Z_2 Z_2 Z_4 + Z_2 Z_2 Z_1} \right) \quad (4.2)$$

A função transferência é dada por:

$$G(s) = \frac{V_o}{V_i} = \frac{1 + \frac{R_4}{R_3}}{1 + \left(R_1 C_1 + R_2 C_1 + R_1 C_2 \left(-\frac{R_4}{R_3} \right) \right) s + (R_1 R_2 C_1 C_2) s^2} \quad (4.3)$$

A implementação do filtro deveu-se a existir muitos ruídos parasitas para a obtenção do ECG. A frequência de corte escolhida foi de 20 Hz, por ser um valor superior aos impulsos provenientes do coração e de valor abaixo dos 50 Hz “ruidosos” da rede de energia elétrica.

O amplificador de instrumentação foi definido com um ganho de 107, valor calculado através da seguinte fórmula [41]:

$$G = 1 + \frac{50k}{R_2} \quad (4.4)$$

A segunda parte desta montagem é constituída pelo filtro Butterworth de quarta ordem, que é composta por quatro amplificadores operacionais. Os ampop's que estão nas extremidades do filtro (U2A e U2D), são passa banda e os dois do meio (U2B e U2C), filtros passa baixo de segunda ordem.

Para os filtros passa banda, são caracterizados pela seguinte função transferência:

$$G(s) = -\frac{R_2 // \frac{1}{sC_2}}{R_1 + \frac{1}{sC_1}} = -\frac{\frac{R_2 \frac{1}{sC_2}}{R_2 + \frac{1}{sC_2}}}{\frac{1}{sC_1}(1 + sR_1 C_1)} = -sC_1 R_2 \frac{1}{(1 + sR_1 C_1)(1 + sR_2 C_2)} \quad (4.5)$$

E as frequências de corte para os filtros passa banda são dadas por:

$$f_1 = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (4.6)$$

$$f_2 = \frac{1}{2\pi R_2 C_2} \quad (4.7)$$

Substituindo os respetivos valores, obteve-se para o primeiro filtro passa banda as seguintes frequências, $f_1=0,33$ Hz e $f_2=24,4$ Hz e para o segundo filtro passa banda, $f_1=0,33$ Hz e $f_2=137,7$ Hz.

Através da implementação do esquema da figura 4.4 conseguiu-se a seguinte forma de onda de ECG.

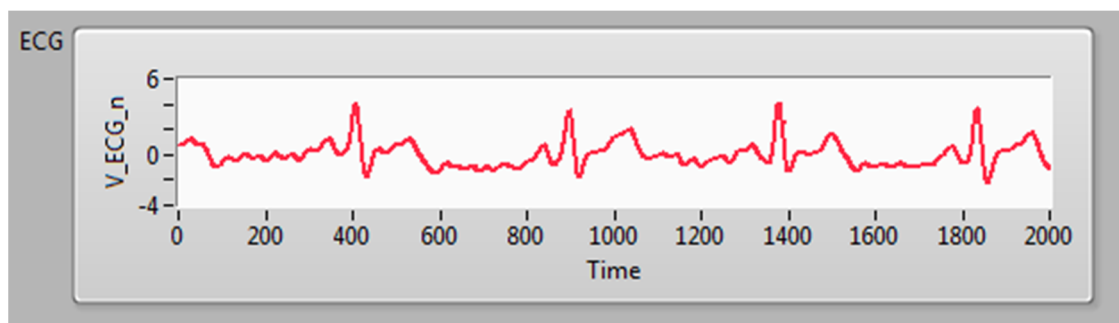


Figura 4.4 – Forma de onda ECG obtida pela cadeira de rodas inteligente

As ondas obtidas pela cadeira de rodas inteligente são realmente o que era esperado, apesar de existir um ligeiro ruído entre dois batimentos cardíacos (entre a onda T de um batimento cardíaco e a onda P do seguinte batimento cardíaco). Este ECG é de um indivíduo masculino, na faixa etária dos 30/35 anos, com peso médio de 70 Kg, altura entre 1,70 e 1,75 metros, saudável e que pratica algum exercício físico (pelo menos uma vez por semana).

Para melhorar a obtenção do ECG, foram embutidos debaixo dos elétrodos *e-textiles* sensores de força, FlexiForce. Este tipo de sensor tem a capacidade de detetar o contacto e o toque, assim como a medição da força exercida. Desta forma, o registo de ECG é apenas feito quando é exercido uma pequena força sob os eléctrodos.



Figura 4.5 – Sensor de força – FlexiForce A201

O sensor FlexiForce A201 usado tem como principais características: flexível, tempo de resposta inferior a 5 μ s e elemento sensor resistivo.

Para que o sinal de força chegue ao mini-pc, foi necessário realizar o seguinte esquema:

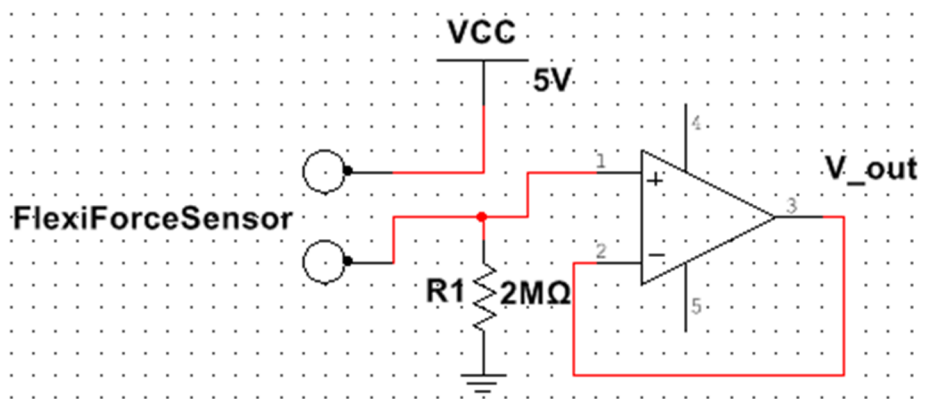


Figura 4.6 – Montagem para a detecção de força nos braços da cadeira inteligente

Este tipo de sensor converte a força exercida na área sensível em resistência, em que a força e a resistência são inversamente proporcionais. Os sensores utilizados têm uma gama de medição até 110 N.

Para obter o batimento cardíaco, foi necessário recorrer a detecção dos picos do ECG. Recorreu-se a função *peakdetect*.

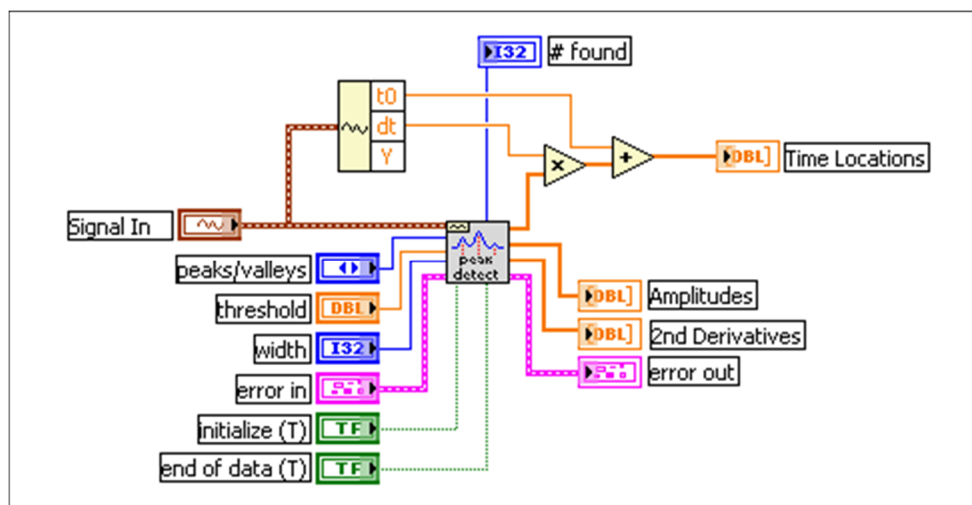


Figura 4.7 – Função “Wave form peak detection”

Esta função é baseada em três pontos fundamentais, *peaks/valleys*, *threshold* e *width*, sendo definida a amplitude e a largura da onda, desprezando os falsos picos e ruídos que possam ter sido adquiridos.

4.3 Obtenção da condutividade da pele

A obtenção da condutividade da pele é feita com um simples esquema, indicado na figura 4.8:

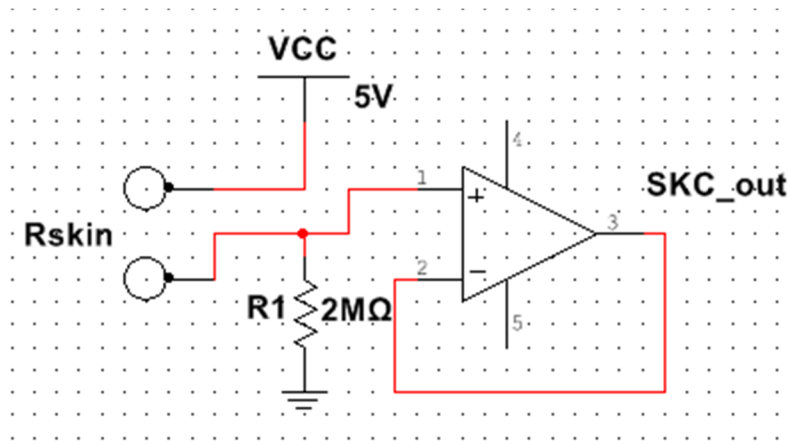


Figura 4.8 – Esquema da aquisição da condutividade da pele

A tensão obtida é dada pela seguinte equação:

$$V_{skc_out} = \frac{R_1}{R_1 + R_{skin}} \cdot V_{cc} \quad (4.8)$$

E a resistência da pele (R_{skin}) é dada por:

$$R_{skin} = R_1 \left(\frac{V_{cc}}{V_{skc_out}} - 1 \right) \quad (4.9)$$

Sabemos que a condutividade da pele é o inverso da resistência R_{skin}

$$G_{skin} = \frac{1}{R_1} \left(\frac{V_{cc}}{V_{skc_{out}}} - 1 \right)^{-1} \quad (4.10)$$

Para ensaiar esta montagem, foi usado uma década de resistências para simular o valor da resistência da pele. Obtiveram-se os seguintes valores da tabela 4.1:

Resistência (k Ω)	Tensão (V)
0	3,34
5,58	3,34
55,15	3,34
119	3,31
227,5	3,31
329,65	3,03
434,77	2,74
529,01	2,49
834,22	1,91
840,09	1,9
930,51	1,78
1104	1,58
1750	1,12
1950	1,03
3130	0,66
5080	0,43
7030	0,33

Tabela 4.1 – Valores de tensão em função da resistência

Verifica-se que a tensão e a resistência são inversamente proporcionais.

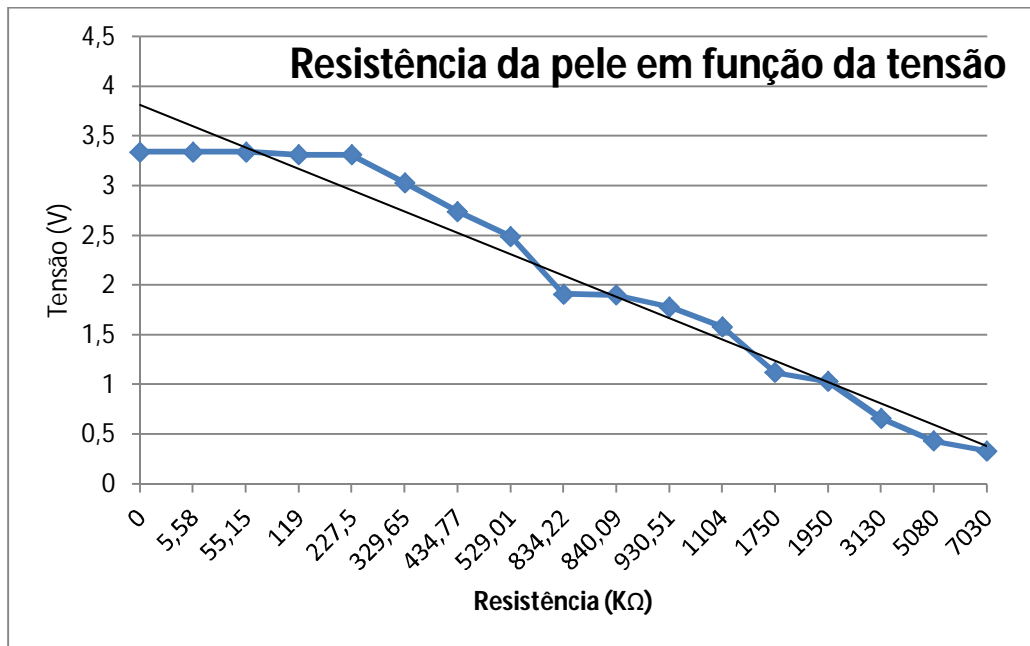


Figura 4.9 – Tensão vs Resistência

A resistência é definida pela seguinte equação: Ω

$$R_{\text{skin}} = \frac{1}{\sigma_{\text{skin}}} \frac{d}{A} \quad (4.11)$$

Em que, σ_{skin} é a resistividade, “d” é a distância que separa os elétrodos *e-textiles* e “A”, a área deles. Resolvendo a equação em torno de σ e recorrendo a substituição da equação (4.10) obtemos:

$$\sigma_{\text{skin}} = \frac{1}{R_1} \left(\frac{V_{\text{cc}}}{V_{\text{out}}} - 1 \right)^{-1} \cdot \frac{d}{A} \quad (4.12)$$

4.4 Ensaio com localização RFID e GPS

A localização da cadeira de rodas inteligente dentro da habitação tem uma grande importância para o registo da atividade do paciente. Para proceder a localização da cadeira de rodas inteligente num espaço fechado, foi necessário pensar em sítios estratégicos para a colocação dos *tags* RFID. As passagens pelas portas da habitação foi a melhor hipótese encontrada.

Verificaram-se as seguintes medições, de acordo com a tabela 4.2:

Distância da aduela da porta	Largura total da cadeira de rodas inteligente
600mm	560mm

Tabela 4.2 – Medição de uma porta com a largura total da cadeira de rodas inteligente

Existe uma diferença de 40 mm, é um pouco à justa para a passagem de uma cadeira de rodas numa porta, mas isso faz com se consiga detetar a passagem da cadeira de rodas inteligente com apenas quatro *tags* RFID. No caso de uma passagem ser mais larga, será necessário colocar mais *tags* RFID, para que a detecção da passagem da cadeira de rodas inteligente seja validada.

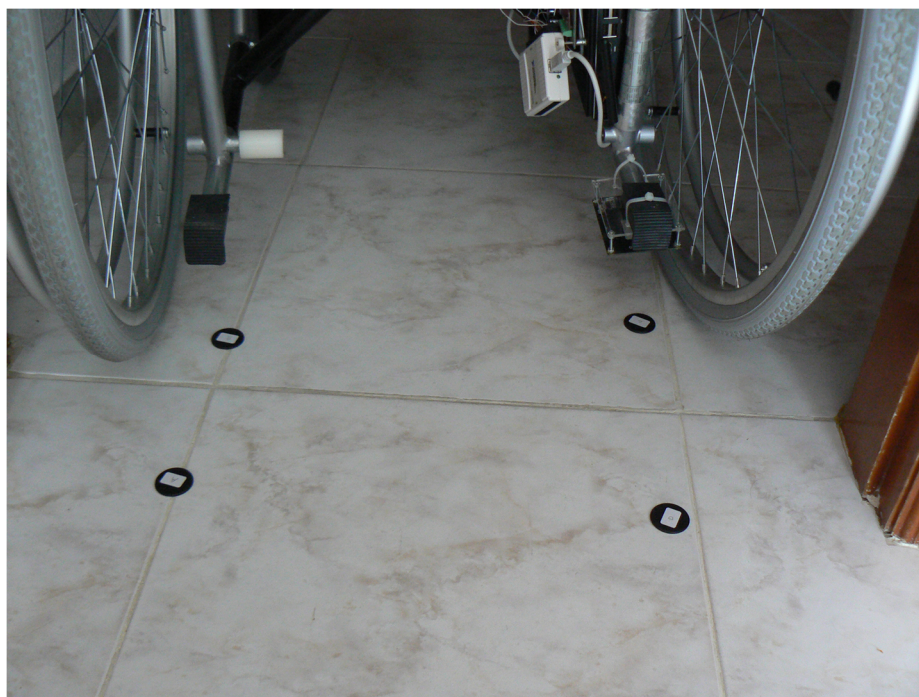


Figura 4.10 – Localização dos *tags* no chão

Para a identificação de cada passagem é necessária a utilização de quatro tags, na situação demonstrada na figura 4.10. Sendo assim, consegue-se saber o sentido de passagem e se é feito de frente ou de marcha atrás.

Para uma localização exterior, isto é, fora da habitação, o elemento de GPS adquire sinal através dos satélites e as coordenadas cartesianas são apresentadas no software desenvolvido em LabVIEW.

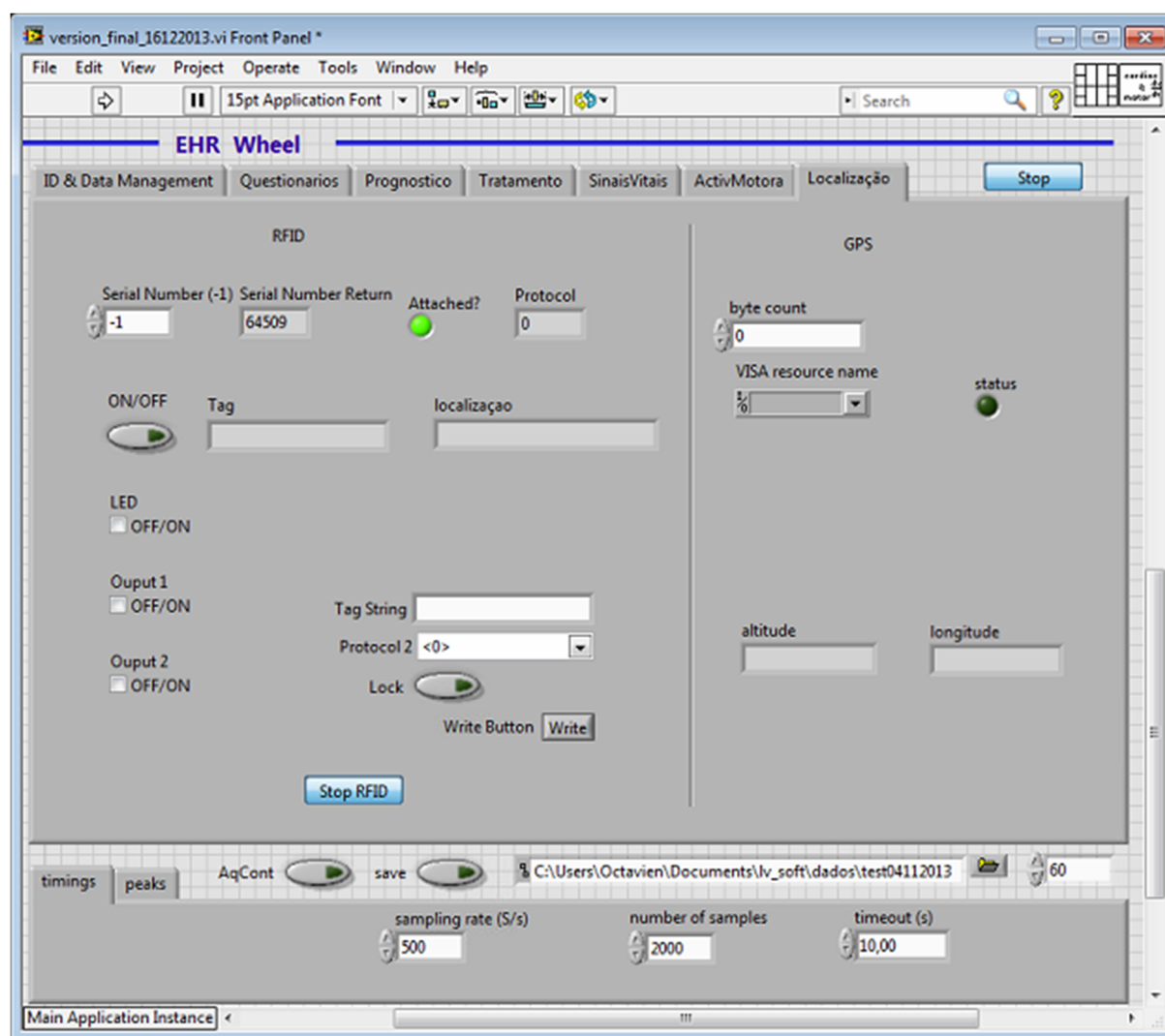


Figura 4.11 – Representação dos tags RFID e coordenadas cartesianas

4.5 Autonomia

Para testar a autonomia da cadeira de rodas inteligente foi usado o mini-pc até à exaustão das baterias de 12 Volts. Verificou-se uma autonomia de cerca de oito horas para as duas baterias. Quanto às pilhas recarregáveis, a autonomia é superior a cento e vinte horas de funcionamento.

Com mais algum investimento consegue-se facilmente aumentar a autonomia das baterias de 12 Volts, para tal, pode efetuar-se a troca do disco rígido convencional por um disco de estado sólido, conhecido por “solid-state drive” SSD.

4.6 Conclusões

Ao longo do desenvolvimento deste projeto apareceram alguns “obstáculos” ao nível mecânico, eletrónico e na elaboração da programação em LabVIEW. A nível mecânico as dificuldades que surgiram foram, o tentar e o conseguir, embutir todo o sistema na cadeira de rodas sem ela perder as suas funcionalidades na facilidade do seu transporte e manuseamento. A nível eletrónico, foram aparecendo pequenos problemas na aquisição dos sinais vindos do ECG e SKC. Quanto ao ECG, os primeiros problemas surgiram quando se usou um conversor DC-DC para proceder à alimentação simétrica ± 5 Volts, o ruído era tanto que se deixou de obter o ECG. Depois foi na implementação do filtro para retirar os sinais não desejados. E quanto ao SKC, inicialmente implementou-se uma ponte de Wheatstone, em que não se conseguiu obter dados em concreto.

Ao nível da programação, apareceram muitos problemas na elaboração do código e sobretudo na junção da programação num só ficheiro, o qual simplificou bastante o funcionamento autónomo desta aplicação.

Capítulo 5 – Dicionário técnico

(por ordem alfabética)

A

Artéria – Vaso sanguíneo, com paredes musculosas e elásticas, que conduz o sangue do coração para as diferentes partes do corpo.

Aurícula – Cavidades do coração que recebem o sangue vindo das diversas partes do corpo. No coração humano existem duas aurículas (direita e esquerda).

B

Batimentos cardíacos – Movimentos rítmicos do coração, responsáveis por impulsionar o sangue durante a circulação sanguínea.

C

Circulação sanguínea – Transporte do sangue do coração para todas as partes do corpo e de todas as partes do corpo para o coração, no interior de vasos sanguíneos.

Coração – Órgão muscular que impulsiona o sangue, fazendo-o circular por todo o corpo.

D

Diástole – Movimento de dilatação do coração.

M

Miocárdio – Musculo do coração.

P

Pressão arterial – Força que o sangue faz na parede das artérias.

S

Sangue – Tecido líquido que circula no interior de vasos sanguíneos, e que tem por função transportar nutrientes, gases, produtos de excreção e outras substâncias por todo o organismo.

Sangue arterial – Sangue rico em oxigénio, de cor vermelho-vivo.

Sangue venoso – Sangue rico em dióxido de carbono, de cor vermelho-escuro.

Sístole – Movimento de contração do coração.

Suor – Líquido produzido pelas glândulas sudoríparas.

T

Transpiração – Processo através do qual as plantas e animais libertam água, à sua superfície, para o meio exterior.

V

Vasos sanguíneos – Órgãos em forma de tubo, por onde circula o sangue.

Veias – Vasos sanguíneos com válvulas e com paredes mais finas que as artérias, por onde circula o sangue que se dirige para o coração.

Ventrículo – Cavidades do coração que impulsionam o sangue para todas as partes do corpo. No coração humano existem dois ventrículos (direito e esquerdo).

Capitulo 6 - Bibliografia

[1] – An ultra-low power, self-organizing wireless network and non invasive biomedical instrumentation, SokwooRhee, ShengLiu.

[2] - <http://www.mdsau.de.com/2012/07/exame-eletrocardiograma-ecg.html>

[3] – System and method for detecting skin penetration, Chee Yen Lim, Szu Cheng Lai – Singapore

[4] –Modeling and Simulation of Equivalent Circuits in Description of Biological Systems - A Fractional Calculus Approach– Journal of electrical Bioimpedance

[5] – Storer, T. e outros. Zoologia Geral, Companhia Editora Nacional.

[6] - EFFECTS OF GEOMETRIC& FACTORS OF COPLANAR ELECTRODES ON BIOMEDICAL MEASUREMENTS AS EXEMPLIFIED BY THE ELECTRICAL IMPEDANCE MEASUREMENT OF SALINE AND BLOOD L. H. Dengll2, S. H. Karagiannoglou', W. I. Sakkas', J. C. Barbenel 'School of Biomedical Engineering, Dalhousie University, Halifax, Canada

[7] – Caldas, Isabel e Pestana, Isabel. Ciências da Natureza, Santillana Constância.

[8] – vivaciencias.blogs.sapo.pt

[9] - <http://www.medipedia.pt/home/home.php?module=artigoEnc&id=126>

[10] - <http://www.portalsaofrancisco.com.br/alfa/marcapasso/marcapasso-7.php>

[11] – Nurse to nurse interpretação do electrocardiograma em enfermagem. Jenkins, Peggy. McGrawhill

[12] - http://www.uff.br/fisiovet1/cardio_TT.pdf - Introdução geral à fisiologia cardíaca

[13] - <http://www.vivendosaudavel.com/como-funciona-o-eletrocardiograma/>

[14] - <http://profcide.blogspot.pt/2008/11/o-corpo-humano-produz-energia-eltrica.html>

[15] - A pele – Era uma vez o corpo humano. Planeta de Agostini. Lisboa

[16] - Clube da Terra. Sales, Anabela e outros. Texto editores. Lisboa

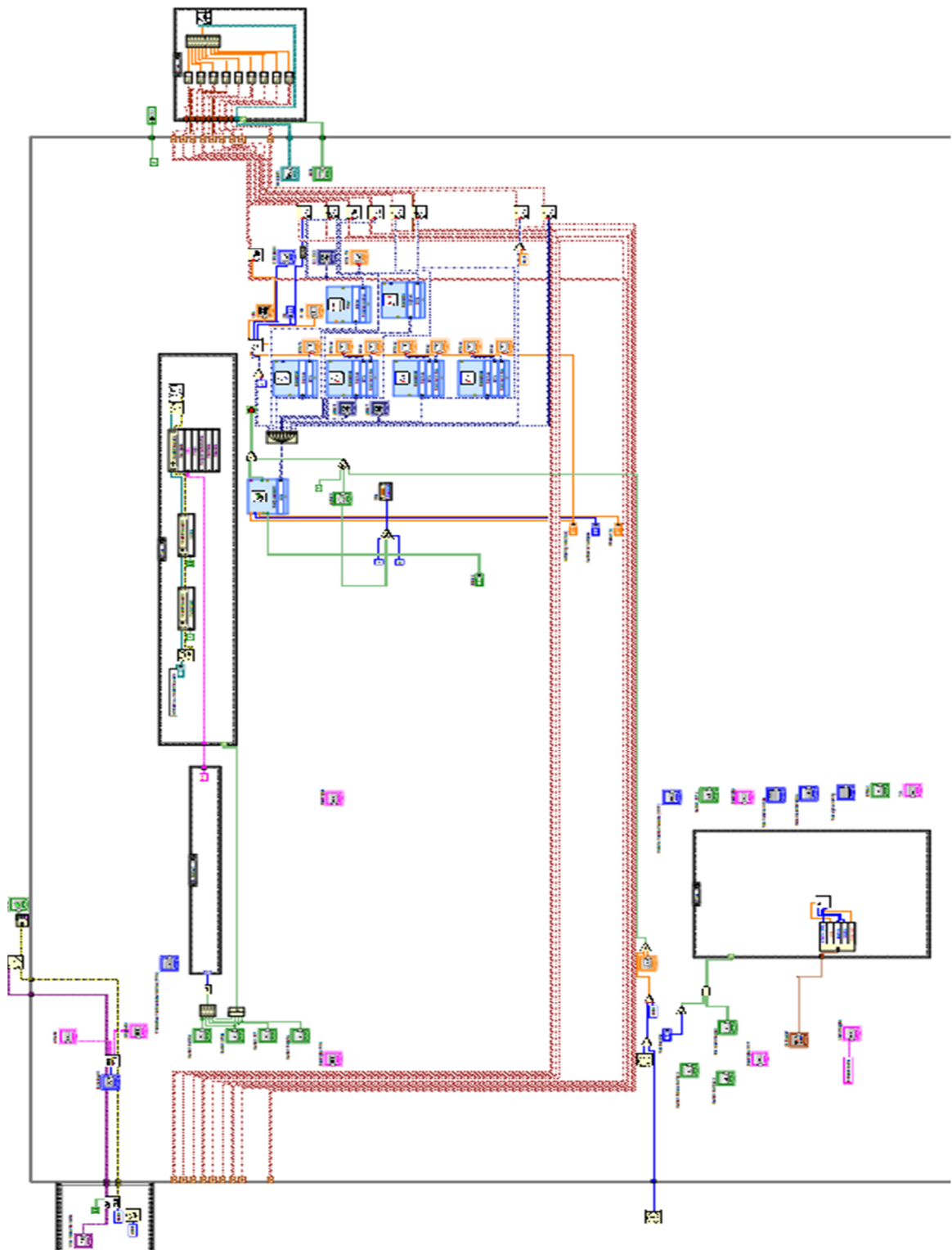
- [17] - Guyton and Hall, Textbook of Medical Physiology, v11., Elsevier
- [18] - <http://dicas-enfermagem.blogspot.pt/2012/02/entenda-como-e-pele.html>
- [19] - <http://biohumana11.wordpress.com/2009/01/24/estudo-da-pele-humana/>
- [20] - <http://pt.wikiteka.com/documento/170499-pratica-dois/>
- [21] - http://en.wikipedia.org/wiki/Galvanic_skin_response
- [22] - Electrothermal Properties and Modeling of Polysilicon Microthermal Actuators Aaron A. Geisberger, Member, ASME, Niladri Sarkar, Matthew Ellis, and George D. Skidmore
- [23] - THIRD-ORDER CUMULANT SIGNATURE MATCHING TECHNIQUE FOR NON-INVASIVE mTAL HEART BEAT IDENTIFICATION Madiha Sabry-Rizk, Walid Zgallai, Paul Hardiman, and John O’Riordan School of Engineering, City University, London
- [23] - Bent-Beam Electrothermal Actuators—Part II: Linear and Rotary Microengines Jae-Sung Park, Larry L. Chu, Andrew D. Oliver, and Yogesh B. Member, IEEE
- [24] - INTREPID, a biosignal-based system for the monitoring of patients with anxiety disorders Nikolaos s. Katertsidis, Christos D. Katsis and Dimitrios I. Fotiadis, Senior Member, IEEE
- [25] – ActionGSR: A Combination Galvanic Skin Response–Accelerometer for Physiological Measurements in Active Environments Tracy Westeyn, Peter Presti, and Thad Starnes College of Computing, GVU Center and Interactive Media Technology Center Georgia Institute of Technology
- [26] – Analog Device ADAS1000
- [27] - A Micropower Dry-Electrode ECG Preamplifier Martin J. Burke* and Denis T. Gleeson
- [28]–Texas Instruments ECG Applications
- [29] - <http://www.smdiagnosticos.com.br/Paginas/ASP/pgnTiposExames.asp?tipo=Eletrocardiograma>
- [30] – Efficient compression of QRS complexes using hermite expansion Aliaksei Sandryhaila, Member, IEEE, Samir Saba, Markus Püschel, Senior Member, IEEE, and Jelena Kovacevic, Fellow, IEEE
- [31] – ECG Analysis: A New Approach in Human Identification - Lena Biel, Ola Pettersson, Lennart Philipson, and Peter Wide

- [32] - http://www.inneedmd.com/public/ecg_evolution.html
- [33] – Philips healthcare website
- [34] - Continuous Health Monitoring Using E-Textile Integrated Biosensors
- [35] – GPS Performance in Navigation PRATAP MISRA, SENIOR MEMBER, IEEE, BRIAN P. BURKE, AND MICHAEL M. PRATT
- [36] – GPS-less Low-Cost Outdoor Localization for Very Small Devices, Nirupama Bulusu, John Heidemann, and Deborah Estrin, University of Southern California/Information Sciences Institute
- [37] - RFID Tags: Positioning Principles and Localization Techniques, Mathieu Bouet e Aldri L. dos Santos
- [38] - The evolution of microcomputer-based medical instrumentation, Willis J. Tompkins, Ph.D
- [39] - Can Driven-Right-Leg Circuits Increase Interference in ECG Amplifiers? J. Gomez-Clapers, Student Member, IEEE, E. Serrano-Finetti, R. Casanella, Member, IEEE and R. Pallas-Areny, Fellow, IEEE
- [40] – Analysis of the Sallen-Key Architecture – Texas Instruments SLOA024B
- [41] – Datasheet INA114
- [42] – www.ni.com

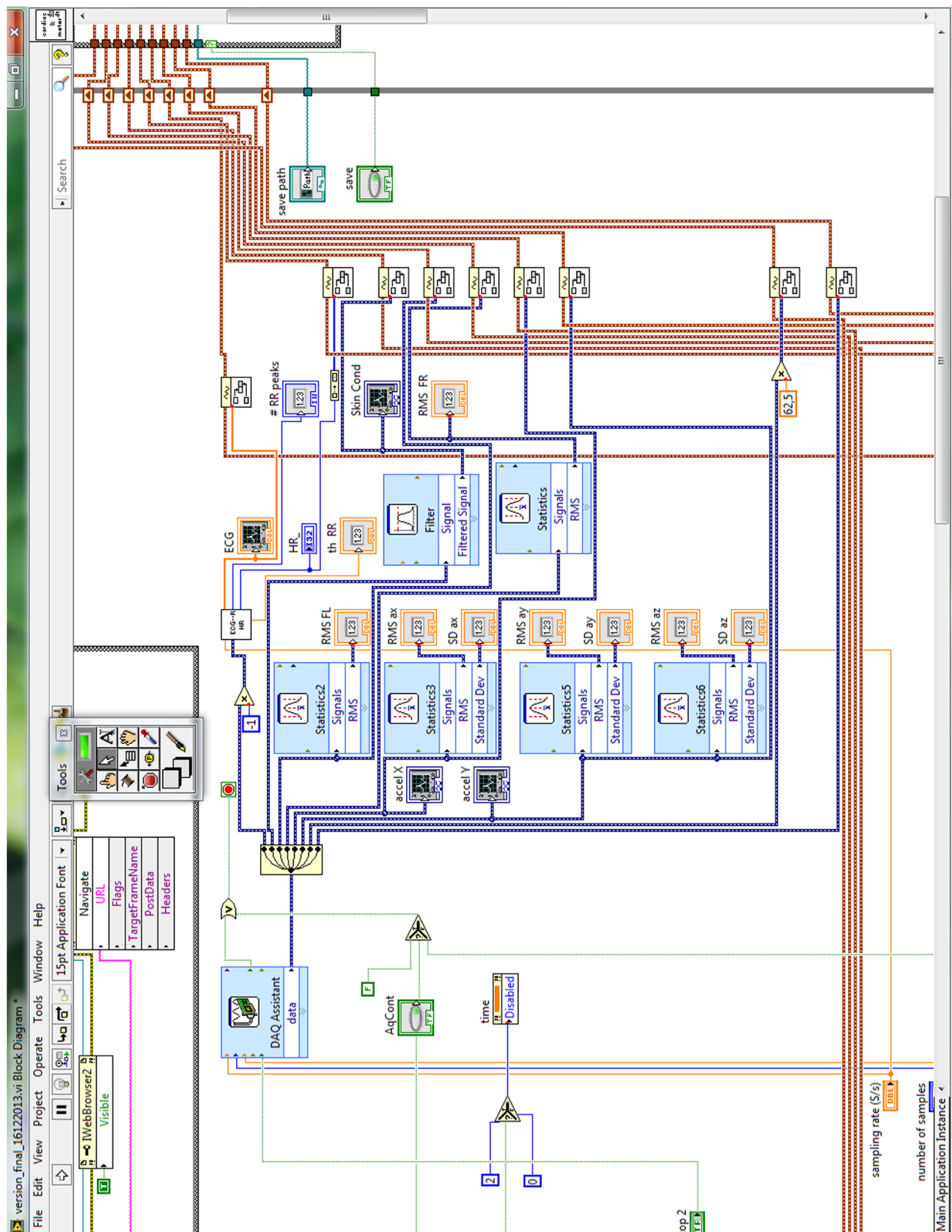
Capítulo 7 – Anexos

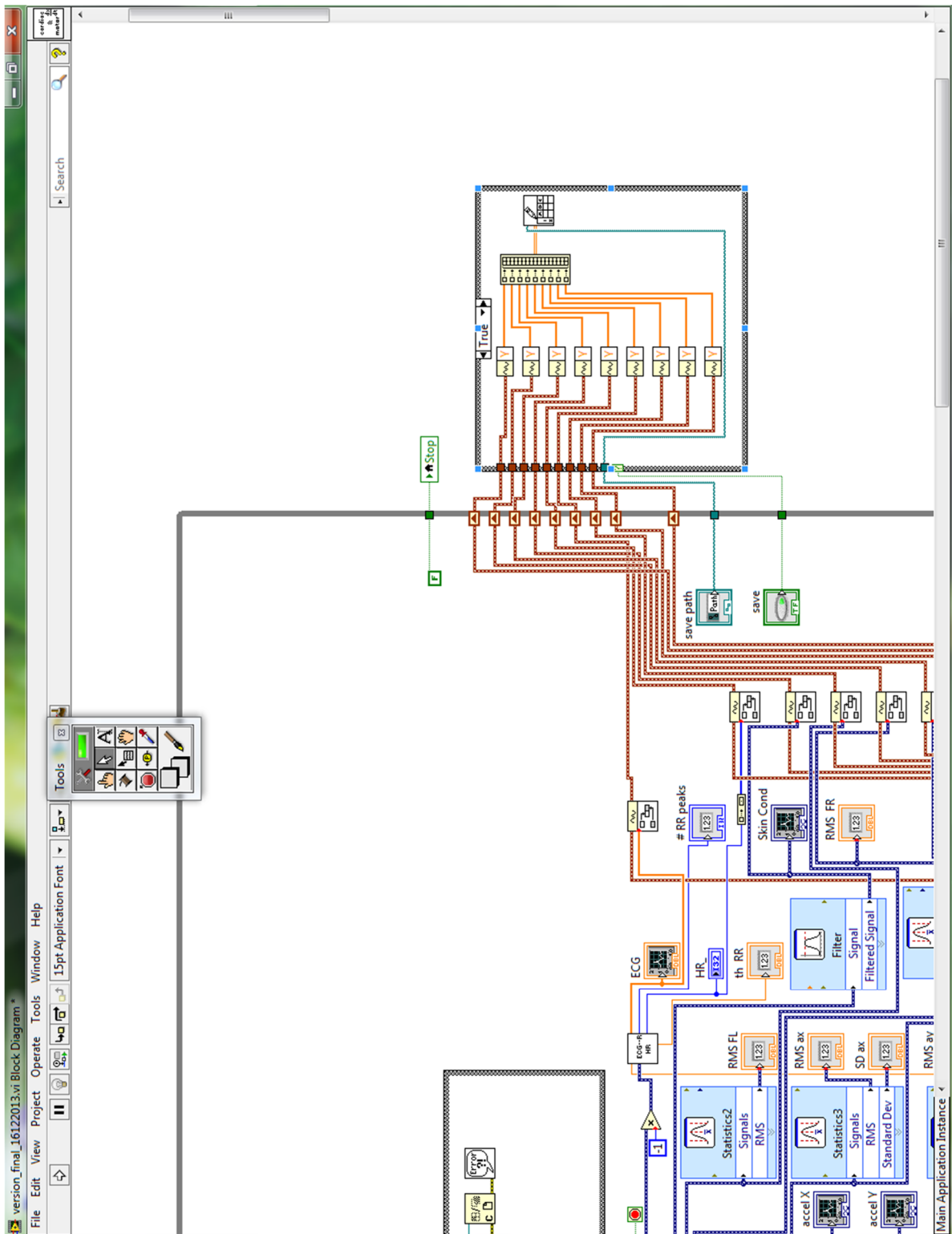
7.1 Diagramas de blocos do software desenvolvido em LabVIEW

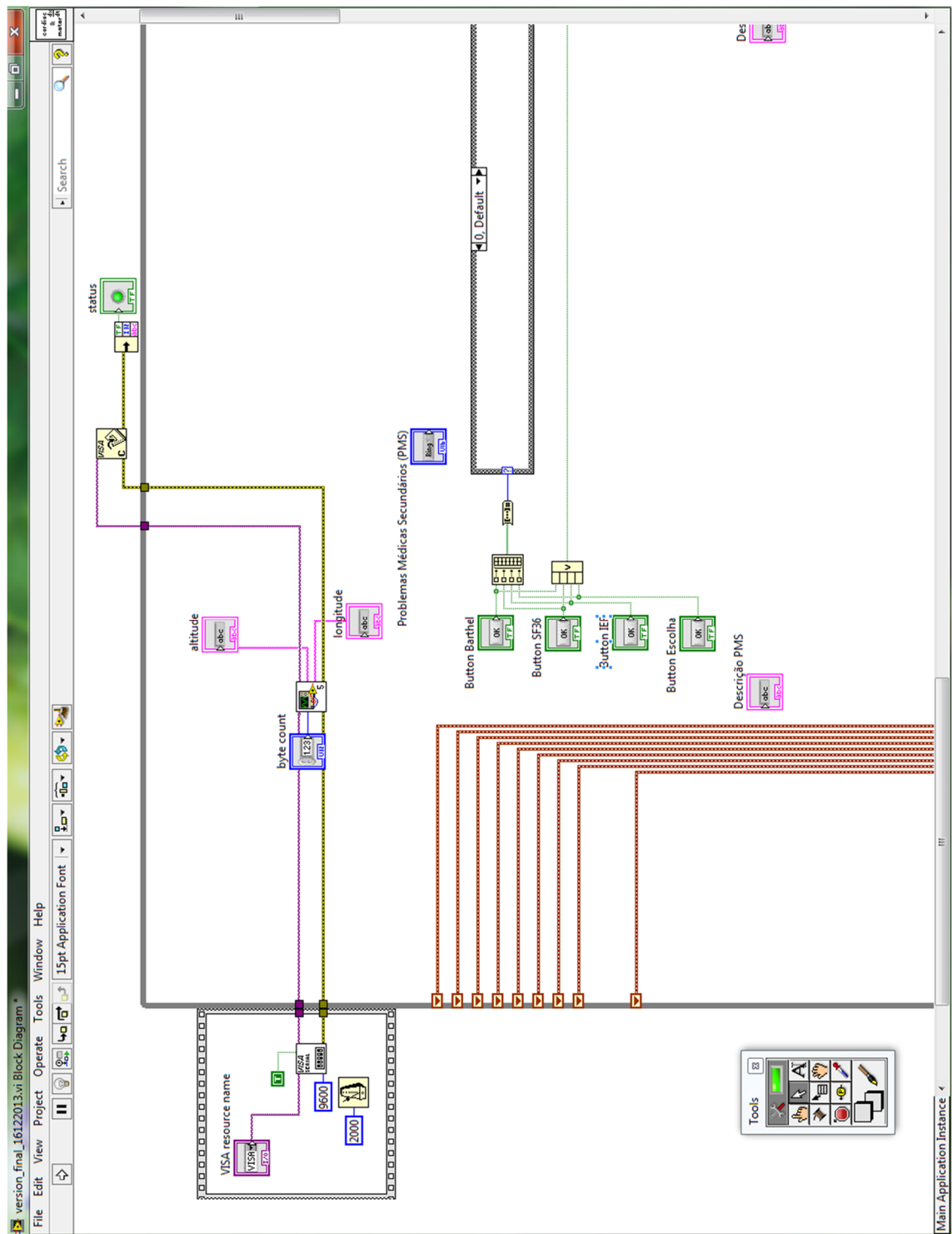
Diagrama geral



Por partes





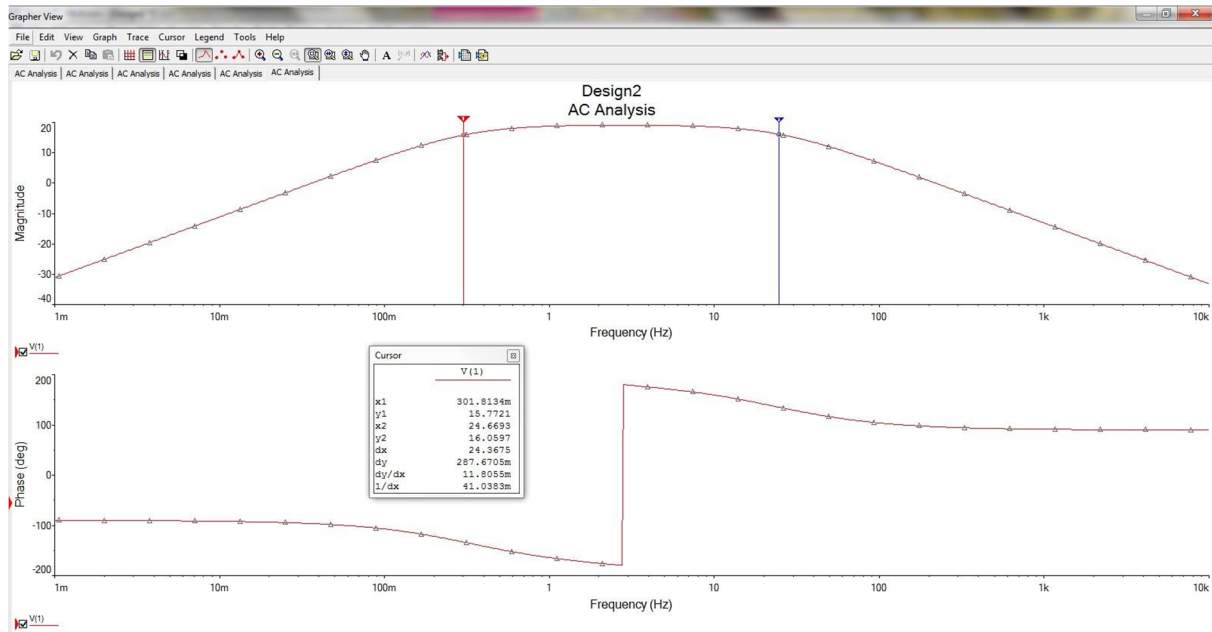




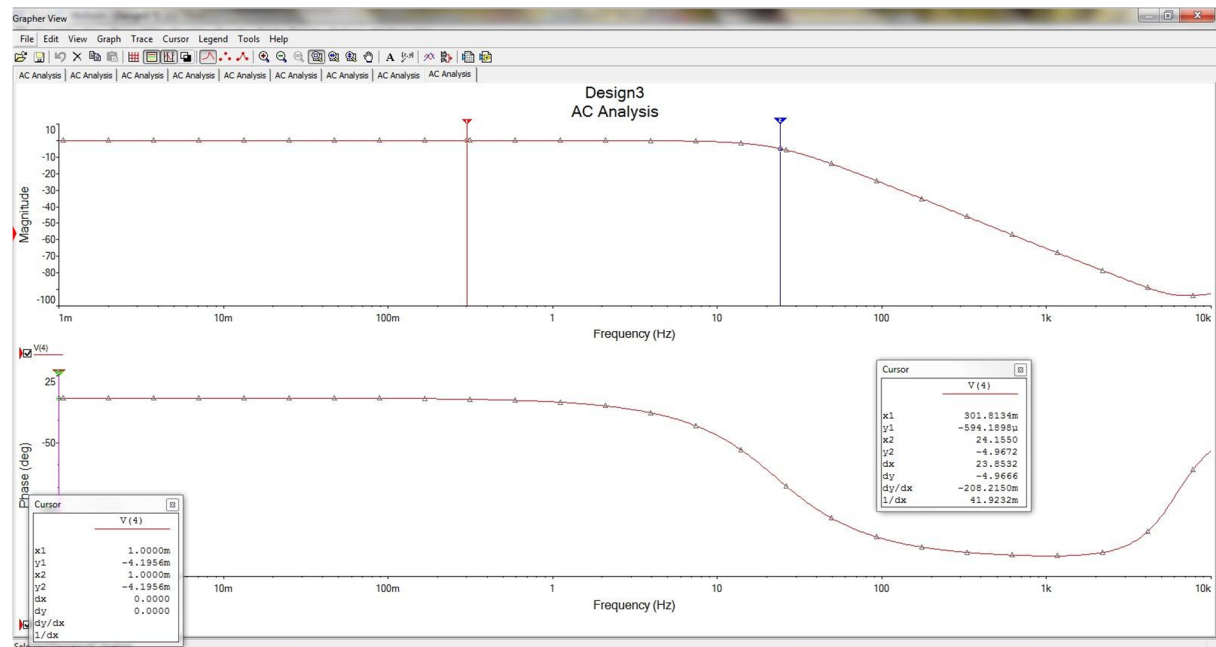
7.2 Simulações do filtro ECG

As simulações foram realizadas com a ajuda do programa MultiSim 12.

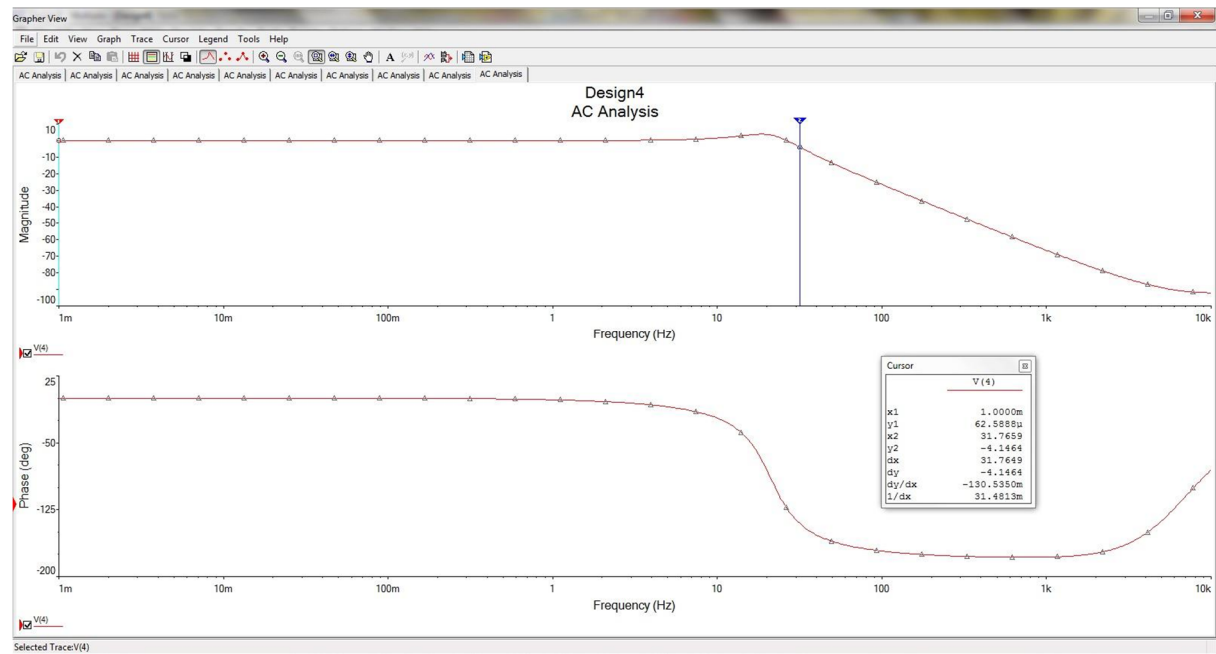
Ampop U2A



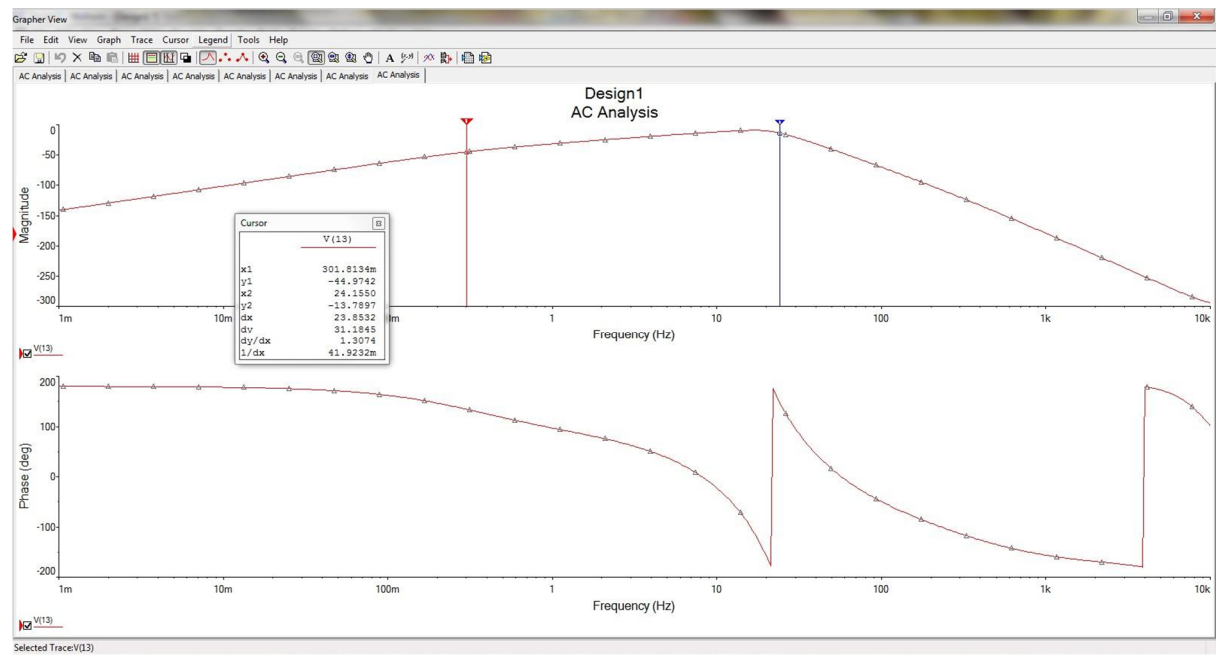
Ampop U2B



Ampop U2C



Ampop U2D



7.3 Datasheets

Neste último capítulo de dissertação é apresentada toda a documentação técnica dos componentes usados neste projecto. São listados por ordem alfabética.

- 1N6286A – Díodo de zener
- ADXL335 - Acelerómetro
- INA114 – Amplificador de instrumentação
- TA7818S – Regulador de tensão
- TLC2274 - Ampop
- OPA2604 - Ampop

1N6267A Series

1500 Watt Mosorb™ Zener Transient Voltage Suppressors

Unidirectional*

Mosorb devices are designed to protect voltage sensitive components from high voltage, high-energy transients. They have excellent clamping capability, high surge capability, low zener impedance and fast response time. These devices are ON Semiconductor's exclusive, cost-effective, highly reliable Surmetic™ axial leaded package and are ideally-suited for use in communication systems, numerical controls, process controls, medical equipment, business machines, power supplies and many other industrial/consumer applications, to protect CMOS, MOS and Bipolar integrated circuits.

Features

- Working Peak Reverse Voltage Range – 5.8 V to 214 V
- Peak Power – 1500 Watts @ 1 ms
- ESD Rating of Class 3 (>16 kV) per Human Body Model
- Maximum Clamp Voltage @ Peak Pulse Current
- Low Leakage < 5 μ A Above 10 V
- UL 497B for Isolated Loop Circuit Protection
- Response Time is Typically < 1 ns
- These devices are manufactured with a Pb-Free external lead finish only*

Mechanical Characteristics

CASE: Void-free, transfer-molded, thermosetting plastic

FINISH: All external surfaces are corrosion resistant and leads are readily solderable

MAXIMUM LEAD TEMPERATURE FOR SOLDERING PURPOSES:

230°C, 1/16 in from the case for 10 seconds

POLARITY: Cathode indicated by polarity band

MOUNTING POSITION: Any



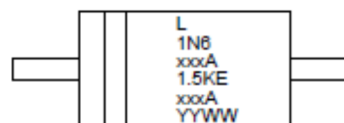
ON Semiconductor®

<http://onsemi.com>



AXIAL LEAD
CASE 41A
PLASTIC

MARKING DIAGRAM



L	= Assembly Location
1N6xxx A	= JEDEC Device Code
1.5KExxx A	= ON Device Code
YY	= Year
WW	= Work Week

ORDERING INFORMATION

Device	Package	Shipping†
1.5KExxx A	Axial Lead	500 Units/Box
1.5KExxx ARL4	Axial Lead	1500/Tape & Reel
1N6xxx A	Axial Lead	500 Units/Box
1N6xxx ARL4*	Axial Lead	1500/Tape & Reel

†For information on tape and reel specifications, including part orientation and tape sizes, please refer to our Tape and Reel Packaging Specifications Brochure, BRD8011/D.

*1N6302A Not Available in 1500/Tape & Reel

Preferred devices are recommended choices for future use and best overall value.

*For additional information on our Pb-Free strategy and soldering details, please download the ON Semiconductor Soldering and Mounting Techniques Reference Manual, SOLDERRM/D.

1N6267A Series

MAXIMUM RATINGS

Rating	Symbol	Value	Unit
Peak Power Dissipation (Note 1) @ $T_L \leq 25^\circ\text{C}$	P_{PK}	1500	W
Steady State Power Dissipation @ $T_L \leq 75^\circ\text{C}$, Lead Length = 3/8 in Derated above $T_L = 75^\circ\text{C}$	P_D	5.0 20	W mW/ $^\circ\text{C}$
Thermal Resistance, Junction-to-Lead	$R_{\theta JL}$	20	$^\circ\text{C/W}$
Forward Surge Current (Note 2) @ $T_A = 25^\circ\text{C}$	I_{FSM}	200	A
Operating and Storage Temperature Range	T_J, T_{stg}	- 65 to +175	$^\circ\text{C}$

Maximum ratings are those values beyond which device damage can occur. Maximum ratings applied to the device are individual stress limit values (not normal operating conditions) and are not valid simultaneously. If these limits are exceeded, device functional operation is not implied, damage may occur and reliability may be affected.

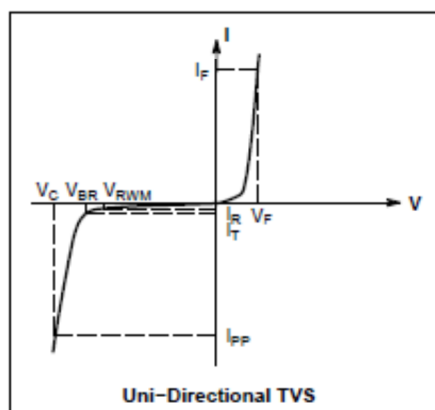
1. Nonrepetitive current pulse per Figure 5 and derated above $T_A = 25^\circ\text{C}$ per Figure 2.

2. 1/2 sine wave (or equivalent square wave), PW = 8.3 ms, duty cycle = 4 pulses per minute maximum.

*Please see 1.5KE6.8CA to 1.5KE250CA for Bidirectional Devices

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted, $V_F = 3.5\text{ V Max.}$, I_F (Note 3) = 100 A)

Symbol	Parameter
I_{FP}	Maximum Reverse Peak Pulse Current
V_C	Clamping Voltage @ I_{FP}
V_{RWM}	Working Peak Reverse Voltage
I_R	Maximum Reverse Leakage Current @ V_{RWM}
V_{BR}	Breakdown Voltage @ I_T
I_T	Test Current
θV_{BR}	Maximum Temperature Coefficient of V_{BR}
I_F	Forward Current
V_F	Forward Voltage @ I_F





Small, Low Power, 3-Axis $\pm 3g$ Accelerometer

ADXL335

FEATURES

3-axis sensing

Small, low profile package

4 mm \times 4 mm \times 1.45 mm LFCSP

Low power: 350 μ A (typical)

Single-supply operation: 1.8 V to 3.6 V

10,000 g shock survival

Excellent temperature stability

BW adjustment with a single capacitor per axis

RoHS/WEEE lead-free compliant

APPLICATIONS

Cost sensitive, low power, motion- and tilt-sensing applications

Mobile devices

Gaming systems

Disk drive protection

Image stabilization

Sports and health devices

GENERAL DESCRIPTION

The ADXL335 is a small, thin, low power, complete 3-axis accelerometer with signal conditioned voltage outputs. The product measures acceleration with a minimum full-scale range of $\pm 3g$. It can measure the static acceleration of gravity in tilt-sensing applications, as well as dynamic acceleration resulting from motion, shock, or vibration.

The user selects the bandwidth of the accelerometer using the C_X , C_Y , and C_Z capacitors at the X_{OUT} , Y_{OUT} , and Z_{OUT} pins. Bandwidths can be selected to suit the application, with a range of 0.5 Hz to 1600 Hz for the X and Y axes, and a range of 0.5 Hz to 550 Hz for the Z axis.

The ADXL335 is available in a small, low profile, 4 mm \times 4 mm \times 1.45 mm, 16-lead, plastic lead frame chip scale package (LFCSP_LQ).

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

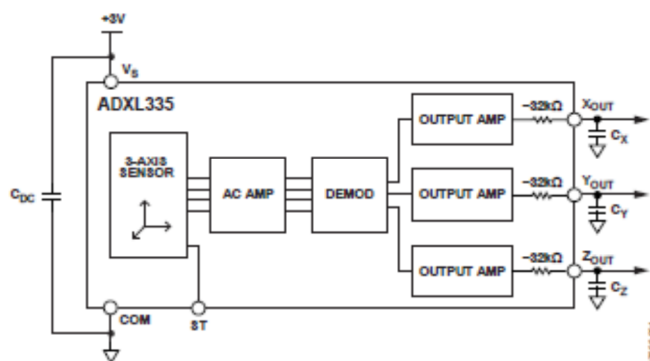


Figure 1.

REV. 0

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781.329.4700 www.analog.com
Fax: 781.461.3113 ©2009 Analog Devices, Inc. All rights reserved.

TABLE OF CONTENTS

Features	1	Performance	10
Applications.....	1	Applications Information	11
General Description	1	Power Supply Decoupling	11
Functional Block Diagram	1	Setting the Bandwidth Using Cx, Cy, and Cz.....	11
Revision History	2	Self Test	11
Specifications.....	3	Design Trade-Offs for Selecting Filter Characteristics:	
Absolute Maximum Ratings.....	4	The Noise/BW Trade-Off.....	11
ESD Caution.....	4	Use with Operating Voltages Other than 3 V.....	11
Pin Configuration and Function Descriptions.....	5	Axes of Acceleration Sensitivity	12
Typical Performance Characteristics	6	Layout and Design Recommendations	13
Theory of Operation	10	Outline Dimensions	14
Mechanical Sensor.....	10	Ordering Guide	14

REVISION HISTORY

1/09—Revision 0: Initial Version

SPECIFICATIONS

$T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_S = 3\text{ V}$, $C_X = C_Y = C_Z = 0.1\text{ }\mu\text{F}$, acceleration = 0 g, unless otherwise noted. All minimum and maximum specifications are guaranteed. Typical specifications are not guaranteed.

Table 1.

Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
SENSOR INPUT	Each axis				
Measurement Range		± 3	± 3.6		g
Nonlinearity	% of full scale		± 0.3		%
Package Alignment Error			± 1		Degrees
Interaxis Alignment Error			± 0.1		Degrees
Cross-Axis Sensitivity ¹			± 1		%
SENSITIVITY (RATIOMETRIC)²	Each axis				
Sensitivity at X_{OUT} , Y_{OUT} , Z_{OUT}	$V_S = 3\text{ V}$	270	300	330	mV/g
Sensitivity Change Due to Temperature ³	$V_S = 3\text{ V}$		± 0.01		%/ $^\circ\text{C}$
ZERO g BIAS LEVEL (RATIOMETRIC)					
0 g Voltage at X_{OUT} , Y_{OUT}	$V_S = 3\text{ V}$	1.35	1.5	1.65	V
0 g Voltage at Z_{OUT}	$V_S = 3\text{ V}$	1.2	1.5	1.8	V
0 g Offset vs. Temperature			± 1		mg/ $^\circ\text{C}$
NOISE PERFORMANCE					
Noise Density X_{OUT} , Y_{OUT}			150		$\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$ rms
Noise Density Z_{OUT}			300		$\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$ rms
FREQUENCY RESPONSE⁴					
Bandwidth X_{OUT} , Y_{OUT} ⁵	No external filter		1600		Hz
Bandwidth Z_{OUT} ⁵	No external filter		550		Hz
R_{FLT} Tolerance			$32 \pm 15\%$		k Ω
Sensor Resonant Frequency			5.5		kHz
SELF-TEST⁶					
Logic Input Low			+0.6		V
Logic Input High			+2.4		V
ST Actuation Current			+60		μA
Output Change at X_{OUT}	Self-Test 0 to Self-Test 1	-150	-325	-600	mV
Output Change at Y_{OUT}	Self-Test 0 to Self-Test 1	+150	+325	+600	mV
Output Change at Z_{OUT}	Self-Test 0 to Self-Test 1	+150	+550	+1000	mV
OUTPUT AMPLIFIER					
Output Swing Low	No load		0.1		V
Output Swing High	No load		2.8		V
POWER SUPPLY					
Operating Voltage Range		1.8		3.6	V
Supply Current	$V_S = 3\text{ V}$		350		μA
Turn-On Time ⁷	No external filter		1		ms
TEMPERATURE					
Operating Temperature Range		-40		+85	$^\circ\text{C}$

¹ Defined as coupling between any two axes.

² Sensitivity is essentially ratiometric to V_S .

³ Defined as the output change from ambient-to-maximum temperature or ambient-to-minimum temperature.

⁴ Actual frequency response controlled by user-supplied external filter capacitors (C_X , C_Y , C_Z).

⁵ Bandwidth with external capacitors = $1/(2 \times \pi \times 32\text{ k}\Omega \times C)$. For C_X , $C_Y = 0.003\text{ }\mu\text{F}$, bandwidth = 1.6 kHz. For $C_Z = 0.01\text{ }\mu\text{F}$, bandwidth = 500 Hz. For C_X , C_Y , $C_Z = 10\text{ }\mu\text{F}$, bandwidth = 0.5 Hz.

⁶ Self-test response changes cubically with V_S .

⁷ Turn-on time is dependent on C_X , C_Y , C_Z and is approximately $160 \times C_X$ or C_Y or $C_Z + 1\text{ ms}$, where C_X , C_Y , C_Z are in microfarads (μF).

ADXL335

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Table 2.

Parameter	Rating
Acceleration (Any Axis, Unpowered)	10,000 <i>g</i>
Acceleration (Any Axis, Powered)	10,000 <i>g</i>
V_S	−0.3 V to +3.6 V
All Other Pins	(COM − 0.3 V) to (V_S + 0.3 V)
Output Short-Circuit Duration (Any Pin to Common)	Indefinite
Temperature Range (Powered)	−55°C to +125°C
Temperature Range (Storage)	−65°C to +150°C

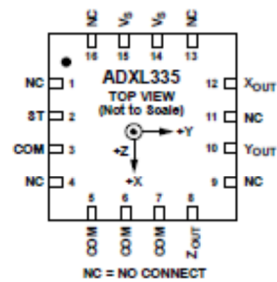
Stresses above those listed under Absolute Maximum Ratings may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only; functional operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational section of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

ESD CAUTION



ESD (electrostatic discharge) sensitive device. Charged devices and circuit boards can discharge without detection. Although this product features patented or proprietary protection circuitry, damage may occur on devices subjected to high energy ESD. Therefore, proper ESD precautions should be taken to avoid performance degradation or loss of functionality.

PIN CONFIGURATION AND FUNCTION DESCRIPTIONS



NOTES
1. EXPOSED PAD IS NOT INTERNALLY CONNECTED BUT SHOULD BE SOLDERED FOR MECHANICAL INTEGRITY.

Figure 2. Pin Configuration

Table 3. Pin Function Descriptions

Pin No.	Mnemonic	Description
1	NC	No Connect ¹ .
2	ST	Self-Test.
3	COM	Common.
4	NC	No Connect ¹ .
5	COM	Common.
6	COM	Common.
7	COM	Common.
8	ZOUT	Z Channel Output.
9	NC	No Connect ¹ .
10	YOUT	Y Channel Output.
11	NC	No Connect ¹ .
12	XOUT	X Channel Output.
13	NC	No Connect ¹ .
14	V _S	Supply Voltage (1.8 V to 3.6 V).
15	V _S	Supply Voltage (1.8 V to 3.6 V).
16	NC	No Connect ¹ .
EP	Exposed Pad	Not internally connected. Solder for mechanical integrity.

¹NC pins are not internally connected and can be tied to COM pins, unless otherwise noted.

ADXL335

THEORY OF OPERATION

The ADXL335 is a complete 3-axis acceleration measurement system. The ADXL335 has a measurement range of ± 3 g minimum. It contains a polysilicon surface-micromachined sensor and signal conditioning circuitry to implement an open-loop acceleration measurement architecture. The output signals are analog voltages that are proportional to acceleration. The accelerometer can measure the static acceleration of gravity in tilt-sensing applications as well as dynamic acceleration resulting from motion, shock, or vibration.

The sensor is a polysilicon surface-micromachined structure built on top of a silicon wafer. Polysilicon springs suspend the structure over the surface of the wafer and provide a resistance against acceleration forces. Deflection of the structure is measured using a differential capacitor that consists of independent fixed plates and plates attached to the moving mass. The fixed plates are driven by 180° out-of-phase square waves. Acceleration deflects the moving mass and unbalances the differential capacitor resulting in a sensor output whose amplitude is proportional to acceleration. Phase-sensitive demodulation techniques are then used to determine the magnitude and direction of the acceleration.

The demodulator output is amplified and brought off-chip through a 32 k Ω resistor. The user then sets the signal bandwidth of the device by adding a capacitor. This filtering improves measurement resolution and helps prevent aliasing.

MECHANICAL SENSOR

The ADXL335 uses a single structure for sensing the X, Y, and Z axes. As a result, the three axes' sense directions are highly orthogonal and have little cross-axis sensitivity. Mechanical misalignment of the sensor die to the package is the chief source of cross-axis sensitivity. Mechanical misalignment can, of course, be calibrated out at the system level.

PERFORMANCE

Rather than using additional temperature compensation circuitry, innovative design techniques ensure that high performance is built in to the ADXL335. As a result, there is no quantization error or nonmonotonic behavior, and temperature hysteresis is very low (typically less than 3 mg over the -25°C to $+70^{\circ}\text{C}$ temperature range).

ADXL335

The ADXL335 output is ratiometric, therefore, the output sensitivity (or scale factor) varies proportionally to the supply voltage. At $V_S = 3.6$ V, the output sensitivity is typically 360 mV/g. At $V_S = 2$ V, the output sensitivity is typically 195 mV/g.

The zero g bias output is also ratiometric, thus the zero g output is nominally equal to $V_S/2$ at all supply voltages.

The output noise is not ratiometric but is absolute in volts; therefore, the noise density decreases as the supply voltage increases. This is because the scale factor (mV/g) increases while the noise voltage remains constant. At $V_S = 3.6$ V, the X-axis and Y-axis noise density is typically 120 $\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$, whereas at $V_S = 2$ V, the X-axis and Y-axis noise density is typically 270 $\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$.

Self-test response in g is roughly proportional to the square of the supply voltage. However, when ratiometricity of sensitivity is factored in with supply voltage, the self-test response in volts is roughly proportional to the cube of the supply voltage. For example, at $V_S = 3.6$ V, the self-test response for the ADXL335 is approximately -560 mV for the X-axis, $+560$ mV for the Y-axis, and $+950$ mV for the Z-axis.

At $V_S = 2$ V, the self-test response is approximately -96 mV for the X-axis, $+96$ mV for the Y-axis, and -163 mV for the Z-axis.

The supply current decreases as the supply voltage decreases. Typical current consumption at $V_S = 3.6$ V is 375 μA , and typical current consumption at $V_S = 2$ V is 200 μA .

AXES OF ACCELERATION SENSITIVITY

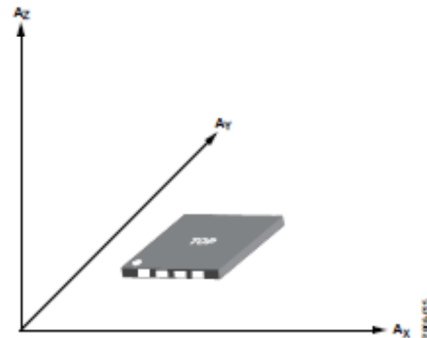


Figure 23. Axes of Acceleration Sensitivity; Corresponding Output Voltage Increases When Accelerated Along the Sensitive Axis.

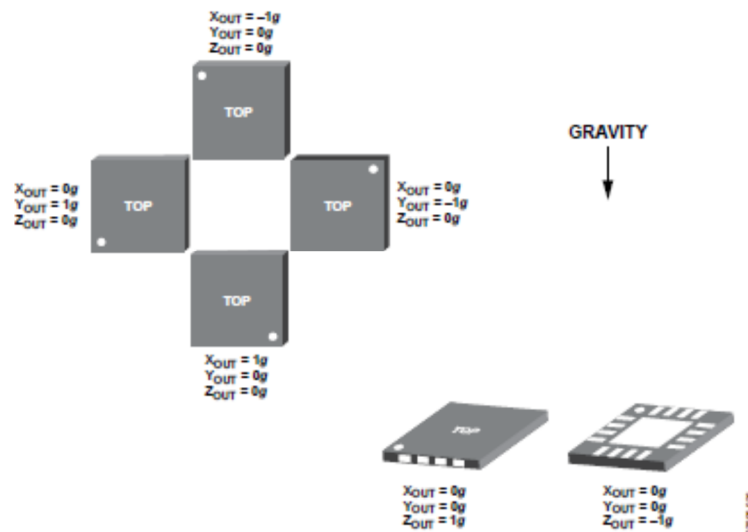


Figure 24. Output Response vs. Orientation to Gravity



INA114

Precision INSTRUMENTATION AMPLIFIER

FEATURES

- LOW OFFSET VOLTAGE: 50 μ V max
- LOW DRIFT: 0.25 μ V/ $^{\circ}$ C max
- LOW INPUT BIAS CURRENT: 2nA max
- HIGH COMMON-MODE REJECTION: 115dB min
- INPUT OVER-VOLTAGE PROTECTION: \pm 40V
- WIDE SUPPLY RANGE: \pm 2.25 to \pm 18V
- LOW QUIESCENT CURRENT: 3mA max
- 8-PIN PLASTIC AND SOL-16

APPLICATIONS

- BRIDGE AMPLIFIER
- THERMOCOUPLE AMPLIFIER
- RTD SENSOR AMPLIFIER
- MEDICAL INSTRUMENTATION
- DATA ACQUISITION

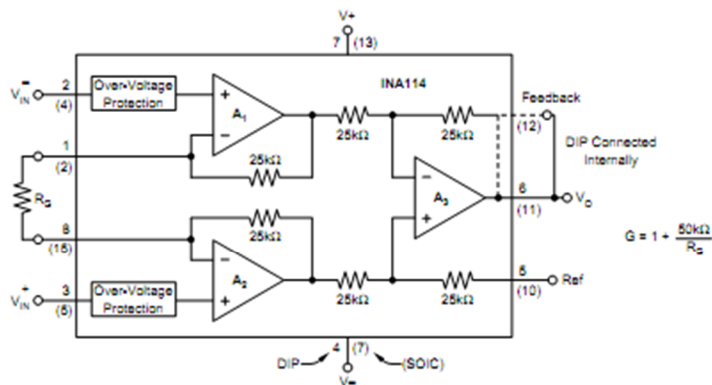
DESCRIPTION

The INA114 is a low cost, general purpose instrumentation amplifier offering excellent accuracy. Its versatile 3-op amp design and small size make it ideal for a wide range of applications.

A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. Internal input protection can withstand up to \pm 40V without damage.

The INA114 is laser trimmed for very low offset voltage (50 μ V), drift (0.25 μ V/ $^{\circ}$ C) and high common-mode rejection (115dB at $G = 1000$). It operates with power supplies as low as \pm 2.25V, allowing use in battery operated and single 5V supply systems. Quiescent current is 3mA maximum.

The INA114 is available in 8-pin plastic and SOL-16 surface-mount packages. Both are specified for the -40° C to $+85^{\circ}$ C temperature range.



International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11400, Tucson, AZ 85734 • Street Address: 8730 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 746-1111 • Twx: 910-952-1111
Internet: <http://www.burr-brown.com/> • FAX: (520) 548-4133 (US/Canada Only) • Cable: BBRCORP • Telex: 066-6481 • FAX: (520) 889-1510 • Immediate Product Info: (800) 548-6132

©1992 Burr-Brown Corporation

PDS-1142D

Printed in U.S.A. March, 1998

SBOS014

SPECIFICATIONS

ELECTRICAL

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	INA114BP, BU			INA114AP, AU			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
INPUT Offset Voltage, RTI Initial vs Temperature vs Power Supply Long-Term Stability Impedance, Differential Common-Mode Input Common-Mode Range Safe Input Voltage Common-Mode Rejection	$T_A = +25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{MIN}$ to T_{MAX} $V_S = \pm 2.25\text{V}$ to $\pm 18\text{V}$ $V_{CM} = \pm 10\text{V}$, $\Delta R_S = 1\text{k}\Omega$ $G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$		$\pm 10 + 20/G$ $\pm 0.1 + 0.5/G$ $0.5 + 2/G$ $\pm 0.2 + 0.5/G$ $10^{12} \parallel 6$ $10^{12} \parallel 6$ ± 13.5	$\pm 50 + 100/G$ $\pm 0.25 + 5/G$ $3 + 10/G$		$\pm 25 + 30/G$ $\pm 0.25 + 5/G$ $\pm 125 + 500/G$ $\pm 1 + 10/G$		μV $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ $\mu\text{V}/\text{V}$ $\mu\text{V}/\text{mo}$ $\Omega \parallel \text{pF}$ $\Omega \parallel \text{pF}$ V V
		± 11		± 40	*		*	
		80	96		75	90		dB
		96	115		90	106		dB
		110	120		106	110		dB
		115	120		106	110		dB
BIAS CURRENT vs Temperature			± 0.5 ± 8	± 2		*	± 5	nA pA/°C
OFFSET CURRENT vs Temperature			± 0.5 ± 8	± 2		*	± 5	nA pA/°C
NOISE VOLTAGE, RTI $f = 10\text{Hz}$ $f = 100\text{Hz}$ $f = 1\text{kHz}$ $f_b = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz Noise Current $f = 10\text{Hz}$ $f = 1\text{kHz}$ $f_b = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz	$G = 1000$, $R_S = 0\Omega$		15 11 11 0.4			*		nV/√Hz nV/√Hz nV/√Hz μVp-p
			0.4			*		pA/√Hz
			0.2			*		pA/√Hz
			18			*		pAp-p
						*		
GAIN Gain Equation Range of Gain Gain Error Gain vs Temperature 50kΩ Resistance ⁽¹⁾ Nonlinearity	$G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$ $G = 1$ $G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$	1	$1 + (50\text{k}\Omega/R_S)$	10000	*	*	*	V/V V/V % % % ppm/°C ppm/°C % of FSR % of FSR % of FSR
			± 0.01 ± 0.02 ± 0.05 ± 0.5 ± 2	± 0.05 ± 0.4 ± 0.5 ± 1 ± 10		*	*	
			± 0.001 ± 0.0005 ± 0.0005 ± 0.0005	± 0.01 ± 0.002 ± 0.002 ± 0.002		*	*	
			± 0.0001 ± 0.0005 ± 0.0005 ± 0.0005	± 0.001 ± 0.002 ± 0.002 ± 0.002		*	*	
			± 0.0001 ± 0.0005 ± 0.0005 ± 0.0005	± 0.001 ± 0.002 ± 0.002 ± 0.002		*	*	
OUTPUT Voltage Load Capacitance Stability Short Circuit Current	$I_O = 5\text{mA}$, T_{MIN} to T_{MAX} $V_S = \pm 11.4\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$ $V_S = \pm 2.25\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$	± 13.5 ± 10 ± 1	± 13.7 ± 10.5 ± 1.5		*	*	*	V V V pF mA
			1000 +20/-15		*	*	*	
FREQUENCY RESPONSE Bandwidth, -3dB Slew Rate Settling Time, 0.01% Overload Recovery	$G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$ $V_O = \pm 10\text{V}$, $G = 10$ $G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$ 50% Overdrive		1 100 10 1 0.3 0.6 18 20 120 1100 20			*	*	MHz kHz kHz kHz V/μs μs μs μs μs μs
						*	*	
						*	*	
						*	*	
						*	*	
POWER SUPPLY Voltage Range Current	$V_{IN} = 0\text{V}$	± 2.25	± 15 ± 2.2	± 18 ± 3	*	*	*	V mA
TEMPERATURE RANGE Specification Operating θ_{JA}		-40 -40		85 125	*	*	*	°C °C °C/W

* Specification same as INA114BP/BU.

NOTE: (1) Temperature coefficient of the "50kΩ" term in the gain equation.

The information provided herein is believed to be reliable; however, BURR-BROWN assumes no responsibility for inaccuracies or omissions. BURR-BROWN assumes no responsibility for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. Prices and specifications are subject to change without notice. No patent rights or licenses to any of the circuits described herein are implied or granted to any third party. BURR-BROWN does not authorize or warrant any BURR-BROWN product for use in life support devices and/or systems.

LM78XX / LM78XXA 3-Terminal 1 A Positive Voltage Regulator

Features

- Output Current up to 1 A
- Output Voltages: 5, 6, 8, 9, 10, 12, 15, 18, 24 V
- Thermal Overload Protection
- Short-Circuit Protection
- Output Transistor Safe Operating Area Protection

Description

The LM78XX series of three-terminal positive regulators is available in the TO-220 package and with several fixed output voltages, making them useful in a wide range of applications. Each type employs internal current limiting, thermal shut-down, and safe operating area protection. If adequate heat sinking is provided, they can deliver over 1 A output current. Although designed primarily as fixed-voltage regulators, these devices can be used with external components for adjustable voltages and currents.



Ordering Information⁽¹⁾

Product Number	Output Voltage Tolerance	Package	Operating Temperature	Packing Method
LM7805CT	±4%	TO-220 (Single Gauge)	-40°C to +125°C	Rail
LM7806CT				
LM7808CT				
LM7809CT				
LM7810CT				
LM7812CT				
LM7815CT				
LM7818CT				
LM7824CT				
LM7805ACT	±2%		0°C to +125°C	
LM7809ACT				
LM7810ACT				
LM7812ACT				
LM7815ACT				

Note:

1. Above output voltage tolerance is available at 25°C.

Block Diagram

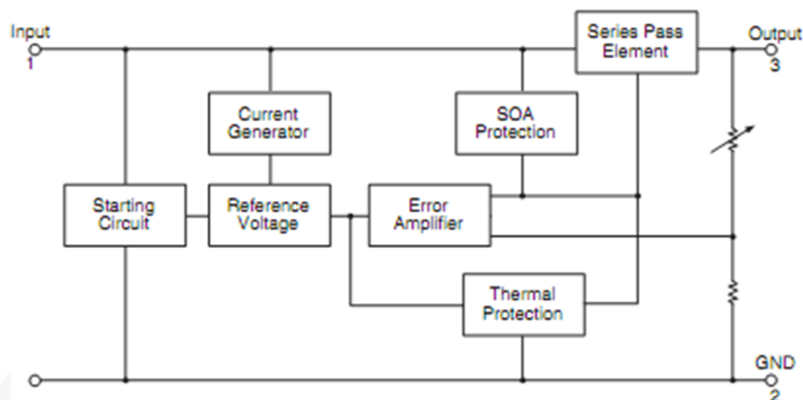


Figure 1. Block Diagram

Absolute Maximum Ratings

Stresses exceeding the absolute maximum ratings may damage the device. The device may not function or be operable above the recommended operating conditions and stressing the parts to these levels is not recommended. In addition, extended exposure to stresses above the recommended operating conditions may affect device reliability. The absolute maximum ratings are stress ratings only. Values are at $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted.

Symbol	Parameter	Value	Unit
V_I	Input Voltage	$V_O = 5\text{ V to }18\text{ V}$	V
		$V_O = 24\text{ V}$	
$R_{\theta JC}$	Thermal Resistance, Junction-Case (TO-220)	5	$^\circ\text{C/W}$
$R_{\theta JA}$	Thermal Resistance, Junction-Air (TO-220)	65	$^\circ\text{C/W}$
T_{OPR}	Operating Temperature Range	LM78xx	$^\circ\text{C}$
		LM78xxA	
T_{STG}	Storage Temperature Range	-65 to +150	$^\circ\text{C}$

TLC227x, TLC227xA, TLC227xY
Advanced LinCMOS™ RAIL-TO-RAIL
OPERATIONAL AMPLIFIERS
SLOS190 – FEBRUARY 1997

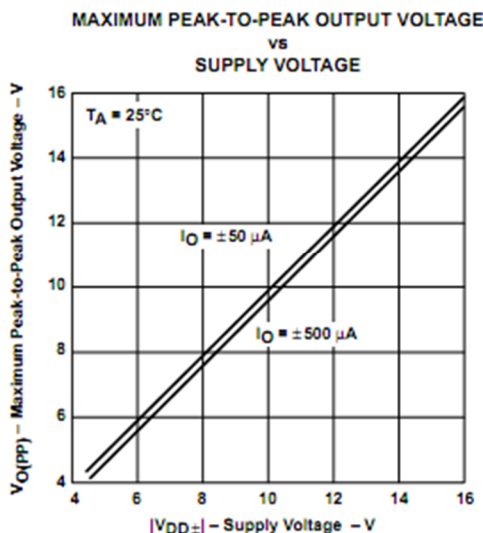
- Output Swing Includes Both Supply Rails
- Low Noise . . . 9 nV/√Hz Typ at f = 1 kHz
- Low Input Bias Current . . . 1 pA Typ
- Fully Specified for Both Single-Supply and Split-Supply Operation
- Common-Mode Input Voltage Range Includes Negative Rail
- High-Gain Bandwidth . . . 2.2 MHz Typ
- High Slew Rate . . . 3.6 V/μs Typ
- Low Input Offset Voltage
950 μV Max at T_A = 25°C
- Macromodel Included
- Performance Upgrades for the TS272, TS274, TLC272, and TLC274

description

The TLC2272 and TLC2274 are dual and quad operational amplifiers from Texas Instruments. Both devices exhibit rail-to-rail output performance for increased dynamic range in single- or split-supply applications. The TLC227x family offers 2 MHz of bandwidth and 3 V/μs of slew rate for higher speed applications. These devices offer comparable ac performance while having better noise, input offset voltage, and power dissipation than existing CMOS operational amplifiers. The TLC227x has a noise voltage of 9 nV/√Hz; two times lower than competitive solutions.

The TLC227x, exhibiting high input impedance and low noise, is excellent for small-signal conditioning for high-impedance sources, such as piezoelectric transducers. Because of the micro-power dissipation levels, these devices work well in hand-held monitoring and remote-sensing applications. In addition, the rail-to-rail output feature with single- or split-supplies makes this family a great choice when interfacing with analog-to-digital converters (ADCs). For precision applications, the TLC227xA family is available and has a maximum input offset voltage of 950 μV. This family is fully characterized at 5 V and ±5 V.

The TLC2272/4 also makes great upgrades to the TLC272/4 or TS272/4 in standard designs. They offer increased output dynamic range, lower noise voltage and lower input offset voltage. This enhanced feature set allows them to be used in a wider range of applications. For applications that require higher output drive and wider input voltage range, see TLV2432 and TLV2442 devices. If the design requires single amplifiers, please see the TLV2211/21/31 family. These devices are single rail-to-rail operational amplifiers in the SOT-23 package. Their small size and low power consumption, make them ideal for high density, battery-powered equipment.



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

Advanced LinCMOS is a trademark of Texas Instruments Incorporated.

PRODUCTION DATA: Information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

TEXAS
INSTRUMENTS
POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 1997, Texas Instruments Incorporated

TLC227x, TLC227xA, TLC227xY

Advanced LinCMOS™ RAIL-TO-RAIL

OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS190 – FEBRUARY 1997

TLC2272 AVAILABLE OPTIONS

T _A	V _{IO} max AT 25°C	PACKAGED DEVICES			CHIP FORM [§] (Y)
		SMALL OUTLINE† (D)	PLASTIC DIP (P)	TSSOP‡ (PW)	
0°C to 70°C	950 µV 2.5 mV	TLC2272ACD TLC2272CD	TLC2272ACP TLC2272CP	TLC2272CPWLE	TLC2272Y
–40°C to 85°C	950 µV 2.5 mV	TLC2272AID TLC2272ID	TLC2272AIP TLC2272IP	—	—
–55°C to 125°C	950 µV 2.5 mV	TLC2272AMD TLC2272MD	TLC2272AMP TLC2272MP	—	—

† The D packages are available taped and reeled. Add R suffix to the device type (e.g., TLC2272CDR).

‡ The PW package is available only left-end taped and reeled.

§ Chips are tested at 25°C.

TLC2274 AVAILABLE OPTIONS

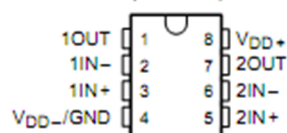
T _A	V _{IO} max AT 25°C	PACKAGED DEVICES					CHIP FORM [§] (Y)
		SMALL OUTLINE† (D)	CHIP CARRIER (FK)	CERAMIC DIP (J)	PLASTIC DIP (N)	TSSOP‡ (PW)	
0°C to 70°C	950 µV 2.5 mV	TLC2274ACD TLC2274CD	—	—	TLC2274ACN TLC2274CN	— TLC2274CPWLE	TLC2274Y
–40°C to 85°C	950 µV 2.5 mV	TLC2274AID TLC2274ID	—	—	TLC2274AIN TLC2274IN	— TLC2274IPWLE	—
–55°C to 125°C	950 µV 2.5 mV	TLC2274AMD TLC2274MD	TLC2274AMFK TLC2274MFK	TLC2274AMJ TLC2274MJ	TLC2274AMN TLC2274MN	—	—

† The D packages are available taped and reeled. Add R suffix to device type (e.g., TLC2274CDR).

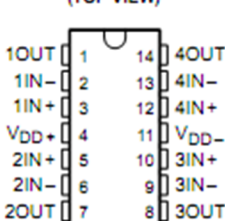
‡ The PW package is available only left-end taped and reeled.

§ Chips are tested at 25°C.

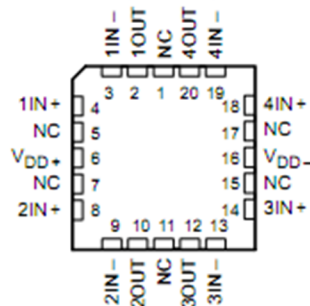
TLC2272
D, P, OR PW PACKAGE
(TOP VIEW)



TLC2274
D, J, N, OR PW PACKAGE
(TOP VIEW)



TLC2274
FK PACKAGE
(TOP VIEW)



NC – No internal connection

TLC227x, TLC227xA, TLC227xY
Advanced LinCMOS™ RAIL-TO-RAIL
OPERATIONAL AMPLIFIERS
 SLOS190 – FEBRUARY 1997

absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)†

Supply voltage, V_{DD+} (see Note 1)	8 V
Supply voltage, V_{DD-} (see Note 1)	-8 V
Differential input voltage, V_{ID} (see Note 2)	± 16 V
Input voltage, V_I (any input, see Note 1)	$V_{DD-} - 0.3$ V to V_{DD+}
Input current, I_I (any input)	± 5 mA
Output current, I_O	± 50 mA
Total current into V_{DD+}	± 50 mA
Total current out of V_{DD-}	± 50 mA
Duration of short-circuit current at (or below) 25°C (see Note 3)	unlimited
Continuous total dissipation	See Dissipation Rating Table
Operating free-air temperature range, T_A : C suffix	0°C to 70°C
I suffix	-40°C to 85°C
M suffix	-55°C to 125°C
Storage temperature range	-65°C to 150°C
Lead temperature 1.6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds: D, N, P or PW package	260°C
Lead temperature 1.6 mm (1/16 inch) from case for 60 seconds: J package	300°C

† Stresses beyond those listed under "absolute maximum ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under "recommended operating conditions" is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

- NOTES: 1. All voltage values, except differential voltages, are with respect to the midpoint between V_{DD+} and V_{DD-} .
 2. Differential voltages are at $IN+$ with respect to $IN-$. Excessive current will flow if input is brought below $V_{DD-} - 0.3$ V.
 3. The output may be shorted to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the maximum dissipation rating is not exceeded.

DISSIPATION RATING TABLE

PACKAGE	$T_A \leq 25^\circ\text{C}$ POWER RATING	DERATING FACTOR ABOVE $T_A = 25^\circ\text{C}$	$T_A = 70^\circ\text{C}$ POWER RATING	$T_A = 85^\circ\text{C}$ POWER RATING	$T_A = 125^\circ\text{C}$ POWER RATING
D-8	725 mW	5.8 mW/°C	464 mW	337 mW	145 mW
D-14	950 mW	7.6 mW/°C	608 mW	494 mW	190 mW
FK	1375 mW	11.0 mW/°C	880 mW	715 mW	275 mW
J	1375 mW	11.0 mW/°C	880 mW	715 mW	275 mW
N	1150 mW	9.2 mW/°C	736 mW	598 mW	230 mW
P	1000 mW	8.0 mW/°C	640 mW	520 mW	200 mW
PW-8	525 mW	4.2 mW/°C	336 mW	—	—
PW-14	700 mW	5.6 mW/°C	448 mW	364 mW	—

recommended operating conditions

	C SUFFIX		I SUFFIX		M SUFFIX		UNIT
	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	
Supply voltage, $V_{DD\pm}$	± 2.2	± 8	± 2.2	± 8	± 2.2	± 8	V
Input voltage range, V_I	$V_{DD-} - V_{DD+} - 1.5$	$V_{DD+} - 1.5$	$V_{DD-} - V_{DD+} - 1.5$	$V_{DD+} - 1.5$	$V_{DD-} - V_{DD+} - 1.5$	$V_{DD+} - 1.5$	V
Common-mode input voltage, V_{IC}	$V_{DD-} - V_{DD+} - 1.5$	$V_{DD+} - 1.5$	$V_{DD-} - V_{DD+} - 1.5$	$V_{DD+} - 1.5$	$V_{DD-} - V_{DD+} - 1.5$	$V_{DD+} - 1.5$	V
Operating free-air temperature, T_A	0	70	-40	85	-55	125	°C

TLC2274C electrical characteristics at specified free-air temperature, $V_{DD} = 5\text{ V}$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	T_A †	TLC2274C			TLC2274AC			UNIT
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
V_{IO} Input offset voltage	$V_{DD} = \pm 2.5\text{ V}$, $V_{IC} = 0$, $V_O = 0$, $R_S = 50\ \Omega$	25°C		300	2500		300	950	μV
		Full range			3000			1500	
αV_{IO} Temperature coefficient of input offset voltage		25°C to 70°C		2			2		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input offset voltage long-term drift (see Note 4)		25°C		0.002			0.002		$\mu\text{V}/\text{mo}$
I_{IO} Input offset current		25°C		0.5			0.5		pA
		Full range			100			100	
I_{IB} Input bias current		25°C		1			1		pA
		Full range			100			100	
V_{ICR} Common-mode input voltage range	$R_S = 50\ \Omega$, $ V_{IO} \leq 5\text{ mV}$	25°C	0 to 4	-0.3 to 4.2		0 to 4	-0.3 to 4.2		V
		Full range	0 to 3.5			0 to 3.5			
V_{OH} High-level output voltage	$I_{OH} = -20\ \mu\text{A}$	25°C		4.99			4.99		V
	$I_{OH} = -200\ \mu\text{A}$	25°C	4.85	4.93		4.85	4.93		
		Full range	4.85			4.85			
	$I_{OH} = -1\text{ mA}$	25°C	4.25	4.65		4.25	4.65		
V_{OL} Low-level output voltage	$V_{IC} = 2.5\text{ V}$, $I_{OL} = 50\ \mu\text{A}$	25°C		0.01			0.01		V
	$V_{IC} = 2.5\text{ V}$, $I_{OL} = 500\ \mu\text{A}$	25°C		0.09	0.15		0.09	0.15	
		Full range			0.15			0.15	
	$V_{IC} = 2.5\text{ V}$, $I_{OL} = 5\text{ mA}$	25°C		0.9	1.5		0.9	1.5	
A_{VD} Large-signal differential voltage amplification	$V_{IC} = 2.5\text{ V}$, $V_O = 1\text{ V to }4\text{ V}$	$R_L = 10\text{ k}\Omega$ ‡	25°C	15	35		15	35	V/mV
			Full range	15			15		
		$R_L = 1\text{ m}\Omega$ ‡	25°C		175			175	
r_{id} Differential input resistance		25°C		10^{12}			10^{12}		Ω
r_i Common-mode input resistance		25°C		10^{12}			10^{12}		Ω
c_i Common-mode input capacitance	$f = 10\text{ kHz}$, N package	25°C		8			8		pF
z_o Closed-loop output impedance	$f = 1\text{ MHz}$, $A_V = 10$	25°C		140			140		Ω
CMRR Common-mode rejection ratio	$V_{IC} = 0\text{ to }2.7\text{ V}$, $V_O = 2.5\text{ V}$, $R_S = 50\ \Omega$	25°C	70	75		70	75		dB
		Full range	70			70			
K_{SVR} Supply-voltage rejection ratio ($\Delta V_{DD}/\Delta V_{IO}$)	$V_{DD} = 4.4\text{ V to }16\text{ V}$, $V_{IC} = V_{DD}/2$, No load	25°C	80	95		80	95		dB
		Full range	80			80			
I_{DD} Supply current	$V_O = 2.5\text{ V}$, No load	25°C		4.4	6		4.4	6	mA
		Full range			6			6	

† Full range is 0°C to 70°C.

‡ Referenced to 2.5 V

NOTE 4: Typical values are based on the input offset voltage shift observed through 168 hours of operating life test at $T_A = 150^\circ\text{C}$ extrapolated to $T_A = 25^\circ\text{C}$ using the Arrhenius equation and assuming an activation energy of 0.95 eV.



POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

TLC227x, TLC227xA, TLC227xY
Advanced LinCMOS™ RAIL-TO-RAIL
OPERATIONAL AMPLIFIERS
SLOS190 – FEBRUARY 1997

TLC2274C operating characteristics at specified free-air temperature, $V_{DD} = 5\text{ V}$

PARAMETER		TEST CONDITIONS		T _A †	TLC2274C			TLC2274AC			UNIT
					MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
SR	Slew rate at unity gain	V _O = 0.5 V to 2.5 V, R _L = 10 kΩ‡, C _L = 100 pF‡	25°C	2.3	3.6		2.3	3.6		V/μs	
			Full range	1.7			1.7				
V _n	Equivalent input noise voltage	f = 10 Hz f = 1 kHz	25°C		50			50		nV/√Hz	
			25°C		9			9			
V _{N(PP)}	Peak-to-peak equivalent input noise voltage	f = 0.1 to 1 Hz f = 0.1 to 10 Hz	25°C		1			1		μV	
			25°C		1.4			1.4			
I _n	Equivalent input noise current		25°C		0.6			0.6		fA/√Hz	
THD + N	Total harmonic distortion plus noise	V _O = 0.5 V to 2.5 V, f = 20 kHz, R _L = 10 kΩ‡	25°C	A _V = 1			0.0013%				
				A _V = 10			0.004%				
				A _V = 100			0.03%				
	Gain-bandwidth product	f = 10 kHz, C _L = 100 pF‡	25°C		2.18			2.18		MHz	
BOM	Maximum output-swing bandwidth	V _{O(PP)} = 2 V, R _L = 10 kΩ‡, C _L = 100 pF‡	25°C		1			1		MHz	
t _s	Settling time	A _V = -1, Step = 0.5 V to 2.5 V, R _L = 10 kΩ‡, C _L = 100 pF‡	25°C	To 0.1%			1.5			μs	
				To 0.01%			2.6				
φ _m	Phase margin at unity gain	R _L = 10 kΩ‡, C _L = 100 pF‡	25°C		50°			50°			
	25°C			10			10		dB		

† Full range is 0°C to 70°C.

‡ Referenced to 2.5 V



OPA2604

www.burr-brown.com/databook/OPA2604.html

Dual FET-Input, Low Distortion OPERATIONAL AMPLIFIER

FEATURES

- LOW DISTORTION: 0.0003% at 1kHz
- LOW NOISE: $10\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
- HIGH SLEW RATE: $25\text{V}/\mu\text{s}$
- WIDE GAIN-BANDWIDTH: 20MHz
- UNITY-GAIN STABLE
- WIDE SUPPLY RANGE: $V_{\text{S}} = \pm 4.5$ to $\pm 24\text{V}$
- DRIVES 600Ω LOADS

APPLICATIONS

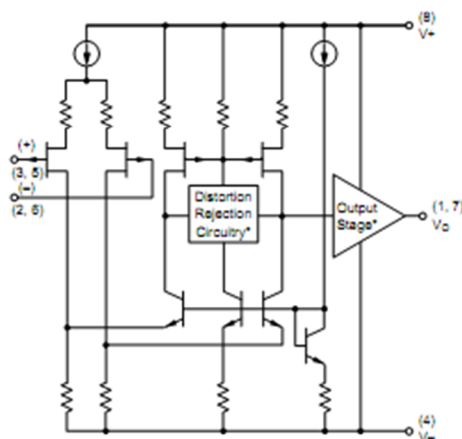
- PROFESSIONAL AUDIO EQUIPMENT
- PCM DAC I/V CONVERTER
- SPECTRAL ANALYSIS EQUIPMENT
- ACTIVE FILTERS
- TRANSDUCER AMPLIFIER
- DATA ACQUISITION

DESCRIPTION

The OPA2604 is a dual, FET-input operational amplifier designed for enhanced AC performance. Very low distortion, low noise and wide bandwidth provide superior performance in high quality audio and other applications requiring excellent dynamic performance.

New circuit techniques and special laser trimming of dynamic circuit performance yield very low harmonic distortion. The result is an op amp with exceptional sound quality. The low-noise FET input of the OPA2604 provides wide dynamic range, even with high source impedance. Offset voltage is laser-trimmed to minimize the need for interstage coupling capacitors.

The OPA2604 is available in 8-pin plastic mini-DIP and SO-8 surface-mount packages, specified for the -25°C to $+85^{\circ}\text{C}$ temperature range.



* Patents Granted:
#5053718, 5019789

International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11400, Tucson, AZ 85724 • Street Address: 6730 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 746-1111 • Telex: 910-952-1111
Internet: <http://www.burr-brown.com/> • FAXLine: (800) 548-6133 (US/Canada Only) • Cable: BURROCORP • Telex: 066-6491 • FAX: (520) 899-1510 • Immediate Product Info: (800) 548-6132

SPECIFICATIONS

ELECTRICAL

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITION	OPA2604AP, AU			UNITS
		MIN	TYP	MAX	
OFFSET VOLTAGE Input Offset Voltage Average Drift Power Supply Rejection	$V_S = \pm 5$ to $\pm 24\text{V}$	70	± 1 ± 8 80	± 5	mV $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ dB
INPUT BIAS CURRENT⁽¹⁾ Input Bias Current Input Offset Current	$V_{CM} = 0\text{V}$ $V_{CM} = 0\text{V}$		100 ± 4		pA pA
NOISE Input Voltage Noise Noise Density: $f = 10\text{Hz}$ $f = 100\text{Hz}$ $f = 1\text{kHz}$ $f = 10\text{kHz}$ Voltage Noise, BW = 20Hz to 20kHz Input Bias Current Noise Current Noise Density, $f = 0.1\text{Hz}$ to 20kHz			25 15 11 10 1.5 6		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\mu\text{V}/\text{p-p}$ $\text{fA}/\sqrt{\text{Hz}}$
INPUT VOLTAGE RANGE Common-Mode Input Range Common-Mode Rejection	$V_{CM} = \pm 12\text{V}$	± 12 80	± 13 100		V dB
INPUT IMPEDANCE Differential Common-Mode			$10^{12} \parallel 8$ $10^{12} \parallel 10$		$\Omega \parallel \text{pF}$ $\Omega \parallel \text{pF}$
OPEN-LOOP GAIN Open-Loop Voltage Gain	$V_O = \pm 10\text{V}$, $R_L = 1\text{k}\Omega$	80	100		dB
FREQUENCY RESPONSE Gain-Bandwidth Product Slew Rate Settling Time: 0.01% 0.1% Total Harmonic Distortion + Noise (THD+N) Channel Separation	$G = 100$ 20Vp-p , $R_L = 1\text{k}\Omega$ $G = -1$, 10V Step $G = 1$, $f = 1\text{kHz}$ $V_O = 3.5\text{Vrms}$, $R_L = 1\text{k}\Omega$ $f = 1\text{kHz}$, $R_L = 1\text{k}\Omega$	15	20 25 1.5 1 0.0003 142		MHz $\text{V}/\mu\text{s}$ μs μs % dB
OUTPUT Voltage Output Current Output Short Circuit Current Output Resistance, Open-Loop	$R_L = 600\Omega$ $V_O = \pm 12\text{V}$	± 11	± 12 ± 35 ± 40 25		V mA mA Ω
POWER SUPPLY Specified Operating Voltage Operating Voltage Range Current, Total Both Amplifiers	$I_O = 0$	± 4.5	± 15 ± 10.5	± 24 ± 12	V V mA
TEMPERATURE RANGE Specification Storage Thermal Resistance ⁽²⁾ , θ_{JA}		-25 -40		$+85$ $+125$	$^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}/\text{W}$

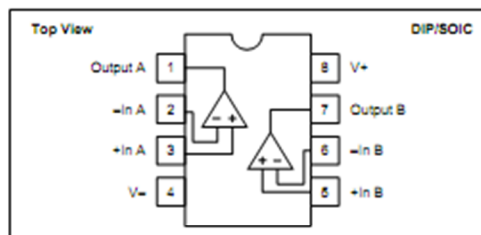
NOTES: (1) Typical performance, measured fully warmed-up. (2) Soldered to circuit board—see text.

The information provided herein is believed to be reliable; however, BURR-BROWN assumes no responsibility for inaccuracies or omissions. BURR-BROWN assumes no responsibility for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. Prices and specifications are subject to change without notice. No patent rights or licenses to any of the circuits described herein are implied or granted to any third party. BURR-BROWN does not authorize or warrant any BURR-BROWN product for use in life support devices and/or systems.



OPA2604

PIN CONFIGURATION



ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

Any integrated circuit can be damaged by ESD. Burr-Brown recommends that all integrated circuits be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet published specifications.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS⁽¹⁾

Power Supply Voltage	±25V
Input Voltage	(V-) -1V to (V+) +1V
Output Short Circuit to Ground	Continuous
Operating Temperature	-40°C to +100°C
Storage Temperature	-40°C to +125°C
Junction Temperature	+150°C
Lead Temperature (soldering, 10s) AP	+300°C
Lead Temperature (soldering, 3s) AU	+260°C

NOTE: (1) Stresses above these ratings may cause permanent damage.

ORDERING INFORMATION

PRODUCT	PACKAGE	TEMP. RANGE
OPA2604AP	8-Pin Plastic DIP	-25°C to +85°C
OPA2604AU	SO-8 Surface-Mount	-25°C to +85°C

PACKAGING INFORMATION

PRODUCT	PACKAGE	PACKAGE DRAWING NUMBER ⁽¹⁾
OPA2604AP	8-Pin Plastic DIP	006
OPA2604AU	SO-8 Surface-Mount	182

NOTE: (1) For detailed drawing and dimension table, please see end of data sheet, or Appendix C of Burr-Brown IC Data Book.

